



UNIVERSITÉ FRANÇOIS - RABELAIS DE TOURS

École Doctorale MIPTIS

Laboratoire d'informatique de Tours, EA6300

THÈSE présentée par :

Barthélemy SERRES

soutenue le : **25 juillet 2013**

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'Université François - Rabelais de Tours**

Discipline/ Spécialité : Informatique

**Acquisition, Visualisation et Reconstruction 3D
de données anatomiques issues de dissection :
Application aux fibres blanches cérébrales.**

THÈSE DIRIGÉE PAR :

VENTURINI Gilles

Professeur, Université François-Rabelais de Tours

Co-Encadrée par :

DESTRIEUX Christophe

Professeur, Université François-Rabelais de Tours

RAPPORTEURS :

POUPON Cyril

Ingénieur-Chercheur (HDR), Neurospin-CEA Saclay

DISCHLER Jean-Michel

Professeur, Université de Strasbourg

JURY :

PENNEC Xavier

Directeur de Recherche, INRIA Sophia

POUPON Cyril

Ingénieur-Chercheur (HDR), Neurospin-CEA Saclay

DISCHLER Jean-Michel

Professeur, Université de Strasbourg

ZÖLLEI Lilla

Chercheur, Harvard Medical School/MGH, Boston, USA

TAUBER Clovis

Maître de Conférences, Université François-Rabelais de Tours

DESTRIEUX Christophe

Professeur, Université François-Rabelais de Tours

VENTURINI Gilles

Professeur, Université François-Rabelais de Tours

*À mes parents,
À Mattéo, et ses frères et sœurs à venir...*

Remerciements

Ces travaux de thèse n'auraient pas pu voir le jour sans le concours de nombreuses personnes à qui j'adresse ces quelques mots.

Je tiens à remercier tout particulièrement Gilles Venturini, mon directeur de Thèse pour s'être fortement impliqué dans ce projet, sa disponibilité, son suivi et ses conseils avisés. Je remercie également Christophe Destrieux, co-encadrant, pour son partage des connaissances neuro-anatomiques, son énergie, sa bonne humeur et sa grande disponibilité malgré son activité hospitalière. Je les remercie tous deux également pour leur soutien sans faille et leur énergie déployée pour que mes travaux puissent se dérouler dans des conditions optimales, tant scientifiquement que financièrement.

Je remercie Cyril Poupon et Jean-Michel Dischler, mes rapporteurs, pour leur relecture attentive de mon manuscrit. Je remercie Xavier Pennec qui m'a honoré en présidant ce jury de thèse. Merci à Lilla Zöllei et Clovis Tauber d'avoir accepté de prendre part à mon jury ; jury que je remercie d'avoir, lors de la soutenance, nourri une discussion fertile ouvrant de nombreuses perspectives.

Je tenais bien évidemment à remercier l'ensemble des acteurs du projet qui m'ont apportés chacun leur expertise et leurs critiques constructives sur les choix méthodologiques, particulièrement les membres des équipes 5 et 3 de l'U930 "Imagerie et Cerveau" : Clovis Tauber notamment pour son expertise en traitement d'images, Laurent Barantin et Frédéric Andersson pour leur précieuse aide lors des mises au points des séquences d'acquisitions IRM, Isabelle Filipiak pour son aide et son expertise acquise lors des acquisitions DTI et de leur traitement, Ilyess Zemmoura pour sa persévérance et sa patience lors des phases de dissection ainsi que de tests du logiciel développé. Je tiens à remercier Daniel Bourry, photographe de l'UFR Médecine, pour ses conseils en matière d'acquisition photographiques.

Je remercie General Electric France (GE Medical Systems SCS, GEHC) et particulièrement Muriel Perrin, puis Cécile Raberait pour le financement de ces travaux pendant deux ans avec une convention de collaboration avec l'Université.

Durant ces trois années et demi, j'ai eu la chance d'être conjointement accueilli par le Laboratoire d'Informatique de l'Université de Tours et par l'unité Inserm U930 (équipe 5) qui m'ont fourni un environnement de travail multidisciplinaire de qualité. Je remercie par ailleurs Christelle et Béatrice pour leur gestion logistique lors des déplacements, et salue également leurs qualités d'interface humain entre les doctorants et l'Administration.

Je remercie également ma famille et particulièrement mes parents pour m'avoir guidé et toujours encouragé avec conviction durant ces longues années d'études qui m'ont permis d'être arrivé jusqu'ici. Enfin, j'ai une pensée pour mes grands parents, qui je le sais, auraient

REMERCIEMENTS

été fiers.

Enfin, je ne remercierai jamais assez Amandine qui m'a soutenu au quotidien pendant toute la durée de ces travaux et jusqu'aux derniers instants et préparatifs de la soutenance. J'espère qu'elle conservera cette énergie à mes côtés pendant encore de nombreuses années.

REMERCIEMENTS

REMERCIEMENTS

Résumé

Contexte

L'IRM de diffusion est une technique d'imagerie qui permet de mesurer la diffusion de l'eau au sein de tissus biologiques. Cette technique appliquée au cerveau permet d'obtenir une cartographie de cette diffusion le long de structures fibreuses, et donc une image indirecte des fibres cérébrales. L'analyse en trois dimensions des faisceaux de fibres n'est actuellement possible qu'après une phase de reconstruction impliquant des algorithmes complexes probabilistes ou non, dits algorithmes de tractographie. Ces algorithmes produisent un résultat de reconstruction approché, ce qui est principalement dû aux contraintes même de l'acquisition (résolution spatiale, bruit) mais également aux contraintes topologiques des tissus (croisement de fibres, complexité géométrique des faisceaux). Il apparaît nécessaire de valider rigoureusement ces résultats sur l'homme avant d'envisager une utilisation routinière en clinique d'atlas de fibres cérébrales construits sur des données tractographiques. Une revue de la littérature ne fait pas apparaître d'études significatives pour apporter cette validation.

Le projet Fibratlas, initié par C. Destrieux de l'unité Inserm U930 "Imagerie et Cerveau" de Tours, s'attèle donc à cette problématique complexe de validation de résultat de tractographie. Ce projet est novateur et ambitieux puisqu'il requiert à la fois des compétences anatomiques pour la préparation et dissection d'encéphales, l'expertise neuroanatomique (U930, Laboratoire d'Anatomie), ainsi que des compétences informatiques pour la conception des méthodes d'acquisition 3D, de traitements des données et de développement de la plateforme interactive avec des outils permettant la découverte de connaissances (U930, Laboratoire d'Informatique EA6300). Ces travaux reposent également sur des moyens matériels importants : Scanner X, IRM 3T, Scanner 3D laser (U930, CHU Bretonneau), stations de visualisations immersives, périphériques haptiques (U930, LI EA6300).

Les travaux de thèse que l'on se propose de présenter traitent l'aspect informatique de ce projet. En effet, chacune des différentes étapes de dissection anatomique des spécimens de cerveaux humains doit être numérisée afin d'en obtenir une modélisation 3D. A partir de ces données, il s'agit ensuite de fournir à un expert anatomiste l'ensemble des outils nécessaires pour effectuer une segmentation manuelle des principales portions de faisceaux de fibres blanches visibles à chaque étape de dissection. Les portions de faisceau identifiées seront utilisées pour aboutir à une reconstruction 3D fiable de ces structures anatomiques dans un référentiel connu et facilement transposable dans celui de l'IRM.

Nos travaux peuvent être découpés selon plusieurs problématiques distinctes, consti-

tuant les briques nécessaires à la poursuite de l'objectif du projet. Tout d'abord, il faut concevoir et expérimenter une méthode d'acquisition 3D haute précision de spécimens en cours de dissection. En effet, la dissection étant un processus destructif, il est nécessaire de conserver un historique numérique de l'état de la pièce en cours d'étude. Les verrous scientifiques concernant la modélisation 3D de spécimens anatomiques sont :

- l'acquisition surfacique 3D haute résolution,
- l'acquisition de photo-texture

Ensuite, les difficultés de la visualisation de ces objets 3D sont liées aux contraintes propres à :

- la visualisation de données 3D volumineuses,
- la navigation interactive parmi ces données,
- la visualisation de données hétérogènes (surfaciques et volumiques)

Après la visualisation des données, il s'agit de résoudre les problématiques d'interaction de l'expert avec les données. C'est pourquoi nous nous sommes intéressés à la manipulation des données et l'extraction de connaissances par l'expert, c'est à dire :

- au filtrage visuel contextuel,
- à l'utilisation d'outils de sélection interactifs,
- au renforcement du sentiment d'immersion (périphérique haptique et affichage stéréoscopique)

Enfin, concernant l'objectif de reconstruction 3D des faisceaux de fibres, nous nous sommes concentrés sur les problématiques :

- de voxellisation d'un ensemble de surfaces 3D denses,
- de comparaison entre ensembles de voxels.

Organisation du manuscrit

La première partie du manuscrit présente le contexte médical de l'étude dans lequel s'inscrivent ces travaux de recherche au travers d'un chapitre apportant les notions anatomiques nécessaires à la compréhension de la problématique et de l'application. Au sein de ce chapitre, nous détaillons notamment la structure de la matière blanche constituant les faisceaux de fibres cérébrales. Les motivations de l'étude de la matière blanche y sont également abordés. Enfin, cette partie se clos sur une présentation des moyens et méthodes actuellement à disposition du corps médical pour l'étude de cette matière blanche.

Dans la seconde partie, nous présentons un état de l'art focalisé sur les dispositifs et les méthodes pour acquisition de données 3D. Nous abordons dans un premier temps les différentes techniques d'acquisition 3D que ce soit volumique ou surfacique. Nous poursuivons avec une revue de la littérature montrant un aperçu des techniques de visualisations médicales 2D et 3D existantes. En ce qui concerne les visualisations 3D, nous développons les techniques de l'état de l'art sur lesquelles reposent la visualisation de données volumiques, surfaciques, ainsi que la visualisation hybride. L'aspect interaction et immersion avec les données médicales 3D est étudié. Une attention particulière est portée à l'intégration d'artifices visuels et de retours d'efforts. Nous y abordons les principes d'interaction qui peuvent être proposés à des experts dans un but de découverte de connaissances lorsqu'ils sont confrontés à des données complexes.

La dernière partie du manuscrit relate les contributions proposées. Nous présentons tout d'abord les travaux menés depuis le choix d'un dispositif d'acquisition 3D jusqu'à la conception de la méthode d'acquisition complète. Nous abordons la question des post-traitements géométriques visant à réduire la complexité des maillages obtenus avec une évaluation de leur impact sur la précision. Après avoir validé une chaîne de post-traitements adéquate, nous nous intéressons à la technique de projection d'une photo-texture sur les maillages. L'objectif est d'obtenir un rendu 3D photo réaliste de toutes les étapes de dissection. Nous avons envisagé une approche interactive que nous décrivons. Une étude utilisateur a également été menée afin d'évaluer qualitativement les résultats de projection obtenus. A ce stade, nous sommes capables de produire des modélisations 3D de nos pièces en cours de dissection, que l'on qualifie de fidèles à la réalité au vu de la précision des maillages (± 0.1 mm). L'ensemble de ces maillages 3D sont à exprimer dans un repère commun, il nous faut pour cela envisager leur recalage tridimensionnel. C'est pourquoi nous avons mené différentes expérimentations qui ont été conçues dans le but de décider d'une méthode de recalage 3D fiable et appropriée à notre problème. Avec la technique de recalage choisie, nous montrons la possibilité de présenter dans une même visualisation des données issues d'acquisitions surfaciques et volumiques recalés entre elles.

C'est grâce à ces visualisations surfaciques et volumiques proposées qu'un processus d'extraction de connaissances peut être mené par l'expert anatomiste. Les outils interactifs d'étiquetage et pilotage de la visualisation conçus lors de nos travaux sont présentés ainsi que discutés au travers d'une évaluation utilisateur. Nous y abordons également l'aspect immersif avec l'utilisation de périphériques haptiques et stéréoscopiques.

Enfin, nous consacrons un dernier chapitre à la problématique de reconstruction 3D de structures d'intérêt étiquetées dans l'étape précédente d'extraction des connaissances ainsi qu'à l'établissement de critères quantitatifs d'évaluation. Ce chapitre détaille tout d'abord les mesures sélectionnées pour quantifier la comparaison d'ensembles de voxels puis se poursuit avec un détail des expérimentations menées, démontrant la faisabilité de la méthode proposée.

Nous terminons par une conclusion générale sur les résultats du travail effectué durant cette thèse en explicitant les perspectives envisagées pour la suite des travaux.

RÉSUMÉ

Abstract

Context

Diffusion MRI is an imaging technique which is based on the measurement of the water displacement in biological tissue. This imaging technique could be applied on muscle fibers for instance, as well as brain white matter fibers. We will focus on the brain white matter (WM). Using diffusion MRI we can get a map of the water diffusion along WM fibers, indirectly revealing the WM structures. A three-dimensional analysis of these WM bundles is currently only possible after a reconstruction phases. This phase involves complex algorithms, probabilists or deterministic, which are called tractography algorithms. These algorithms produce reconstruction results which are intrinsically non-exact. This is mainly due to the constraints of the acquisition (spatial resolution, noise) but also due to the topology of such tissues (crossing fibers, geometric complexity of the bundles). It appears necessary to rigorously validate these results of algorithms in humans before considering a routine use of a clinical atlas of human tractography of brain fibers directly. As a review of the literature does not appear to provide any significant studies of such a validation, we are working on a technique which builds a three dimensional ground truth of main WM bundles.

The Fibratlas project, initiated by C. Destrieux of the unit Inserm U930 "Imaging and Brain" of Tours, aims to solve this complex problem of validating tractography results. This project is innovative and ambitious as it requires both anatomical skills for the preparation and of brain dissection, as well as neuroanatomical expertise (U930, Laboratory of Anatomy), and computer science skills to design 3D acquisition methods, data processing, and software development. A specific software will be built to provide the anatomists an interactive platform with dedicated tools for knowledge discovery (U930, Laboratoire d'Informatique EA6300). This work is also based on extensive material means : CT Scan, 3T MR, 3D Laser Scanner (U930, CHU Bretonneau) stations immersive visualization and even haptic devices.

The present thesis work addresses the computer science aspects of this project. We first need to capture the stages of the dissection process by acquiring the specimen state at different dissection stages. Indeed, for each of these stages the surfaces will be surface digitized to obtain a realistic 3D model. From this data, we need to provide an anatomist expert with all the tools needed to make him able to perform a manual segmentation of the main visible WM bundles at each dissection stage. Identified parts of WM fiber bundles will be further used to lead to a reliable 3D reconstruction of the anatomical structures. These results are to be ported to a well known reference frame inside an MR anatomic

image (T1 for instance).

Our work could be split in distincts parts. Each part consisting of the building blocks we need to solve our problems.

First of all, we need to design and experiment with high fidelity 3D acquisition methods applicable to brain specimens which are to be dissected. The dissection process is destructive, that is why we need to keep track of a digital history of the states of the piece during the study. Scientific locks we first identified are related to the 3D modeling of an anatomical specimen :

- high fidelity surface acquisition,
- photo texture acquisition.

Then, the difficulties about visualizing these 3D objects with constraints are linked to :

- big data visualization,
- interactive navigation among these data,
- heterogenous data visualization (surface and volumetric data)

After the data visualization, it is about to propose interactions between expert and data to facilitate the knowledge extraction process, for instance :

- visual context filtering,
- interactive selection tools
- immersive feeling enhancement (haptic and stereoscopic devices)

Finally, concerning the reconstruction aim of WM fiber bundles, we were focused on problems of :

- voxellizing a set of dense surfaces,
- comparing two sets of corresponding voxels.

Manuscript arrangement

The first part of the manuscript presents the anatomical context of the study in which this research work belongs to. The first chapter deals with anatomical basics to guarantee the understanding of the problems and application. In this chapter, we give some details about brain and WM structure. Motivations of the WM study are also exposed. Finally this part ends with a presentation of methods and means which are in use in medical WM investigations.

The second part is dedicated to state of the art focused on methods and devices that could be involved in three dimensional digitization tasks. We discuss the different techniques used to digitize real world objects, from surface to volumetric devices. Then, we continue with a literature review to present an overview of both 2D and 3D medical data visualization techniques. Regarding 3D visualization, we develop the techniques of the state of the art upon which are based the visualization of volume data, surface and hybrid visualization. The aspect of interaction and immersion with 3D medical data is also studied. Particular attention is paid to the integration of visual cues and force feedback. We discuss the principles of interaction that can be offered to the experts for the purpose of knowledge discovery, especially when dealing with complex data.

The last part of the manuscript describes the proposed contributions. We first present our work beginning with the choice of a 3D acquisition device to the design of the com-

plete acquisition method. We address the issue of geometric post-processing to reduce the complexity of the mesh obtained with an assessment of their impact on accuracy. After validating a pipeline composed of adequate post-processing, we focus on the technique of texturing meshes using photo-textures. The goal is to get a realistic 3D photo rendering of all stages of dissection. We proposed an interactive approach that we describe. A user study was also conducted to qualitatively assess the texturing results. At this stage, we are able to produce 3D models of our parts during dissection, which is described as faithfully to reality as possible, given the precision of the meshes (± 0.1 mm). All these 3D meshes are to be expressed in a common reference, that is why we need to consider their three-dimensional registration. This is why we conducted various experiments that have been designed in order to determine a reliable and appropriate method to our problem of 3D registration. Once we have chosen the technique of registration, we show the possibility of presenting in a single view of data from surface and volume acquisitions co-registered.

Thanks to these surface and volume visualizations proposed, a knowledge extraction process can be carried out by expert anatomists. Interactive selection tools for labeling and control of the designed visualization are presented and discussed through the results of a user evaluation. We also discuss the immersive aspect of using haptic and stereoscopic devices.

Finally, we devote the last chapter to the problem of reconstruction of 3D structures of interest, labeled during the previous step of our method : knowledge extraction. We also introduce quantitative assessment criteria in the comparison between sets of voxels. This chapter describes the selected measures to quantify the comparison of ground truth and tractography results. We end with detailed experiments conducted, demonstrating the feasibility of the proposed method.

We end with a general conclusion on the results of the work done during this thesis research work by explaining the perspectives considered for future work.

Keywords 3D Surface Acquisition, 3D Registration, Texturing, Medical Visualization, White Matter fiber bundles, MR-imaging, Diffusion Imaging, Tractography.

ABSTRACT

Table des matières

Introduction	27
Partie I : Introduction	33
1 Introduction à l'anatomie cérébrale	33
1.1 Introduction	34
1.2 Composition et organisation du cerveau	35
1.2.1 Description macro-anatomique	35
1.2.2 Description micro-anatomique	37
1.3 L'étude des fibres blanches	38
1.3.1 Les faisceaux	39
1.3.2 Principaux faisceaux	39
1.4 Pourquoi étudier les fibres blanches ?	41
1.4.1 Constitution d'atlas	41
1.4.2 Les pathologies impliquant les fibres blanches	42
1.5 Comment étudier les fibres blanches ?	43
1.5.1 Étude <i>ex-vivo</i>	43
1.5.2 Étude <i>in-vivo</i>	46
1.5.3 Validation des résultats de tractographie	50
1.6 Conclusion	50
Partie II : État de l'art	53
2 Acquisition 3D de données médicales	53
2.1 Introduction	54
2.2 Acquisition Volumique	54
2.2.1 Données 3D produites	54
2.2.2 La microscopie confocale	55

TABLE DES MATIÈRES

2.2.3	L'échographie 3D	56
2.2.4	Tomodensitométrie ou Scanner X ou X-Ray CT scanner	57
2.2.5	Scanner TEP ou <i>PET scan</i>	58
2.2.6	L'IRM	60
2.3	Acquisition Surfaccique	60
2.3.1	Données 3D produites	61
2.3.2	Scanner 3D	62
2.4	Validation d'acquisition volumique anatomiques	67
2.5	Conclusion	68
3	Visualisation et Imagerie Médicale	69
3.1	Introduction	69
3.2	Visualisation 2D	70
3.2.1	Convention de présentation	70
3.2.2	Filtrage	71
3.2.3	Techniques de rendu	72
3.3	Visualisation 3D	73
3.3.1	Visualisation de données volumiques	73
3.3.2	Visualisation de données mixtes : Surfaces 3D - Volume	76
3.4	Conclusion	77
4	Immersion et interactivité avec des données médicales	79
4.1	Introduction	80
4.2	Visuels immersifs - Stéréoscopie	80
4.2.1	La stéréoscopie dans la visualisation scientifique	80
4.2.2	Principe de la technique	80
4.2.3	Intérêts et limites de l'affichage stéréoscopique	83
4.3	Retour Haptique	83
4.3.1	Principe	83
4.3.2	Périphériques du marché	84
4.3.3	Perception haptique en Interface Homme-Machine (IHM)	84
4.3.4	Applications dans le contexte médical	84
4.4	Interactions de l'utilisateur avec les données	86
4.4.1	Gestion des paramètres de la visualisation	86
4.4.2	Modification de point de vue	86
4.4.3	Analyse et mesures des entités visualisées	86
4.5	Conclusion	87

Partie III : Contributions	91
5 Acquisition 3D surfacique	97
5.1 Introduction	97
5.2 Choix du dispositif d'acquisition	98
5.2.1 Contraintes	98
5.3 Conception du système d'acquisition	99
5.3.1 La platine	99
5.3.2 Le scanner laser	99
5.3.3 Espace de travail	100
5.4 Acquisition 3D surfacique	101
5.4.1 Protocole d'acquisition	101
5.4.2 Post-traitements géométriques	103
5.5 Évaluations	103
5.5.1 Répétabilité des acquisitions	103
5.5.2 Optimisation des surfaces	104
5.5.3 Limites de l'acquisition Laser	107
5.6 Conclusion	107
6 Acquisition et Projection de texture	109
6.1 Introduction	109
6.2 Contraintes d'acquisition et génération de texture	110
6.2.1 Contraintes d'acquisition	110
6.2.2 Génération de texture	111
6.3 Plaquage de texture	111
6.3.1 Présentation	111
6.3.2 Projection orthogonale	111
6.3.3 Projection perspective	113
6.3.4 Pilotage interactif du projecteur	115
6.3.5 Correction du plaquage par élimination des parties cachées	116
6.4 Évaluations	117
6.4.1 Plaquage interactif	117
6.4.2 Évaluation qualitative	118
6.5 Conclusion	120
7 Recalage	121
7.1 Introduction	122
7.2 Méthode de recalage	122

TABLE DES MATIÈRES

7.2.1	ICP	122
7.3	Protocole de tests	125
7.3.1	Définition des données expérimentales	125
7.3.2	Description du protocole	125
7.3.3	Définition des erreurs	126
7.4	Résultats	129
7.4.1	Validation de la méthode	129
7.4.2	Validation du recalage sur des données réelles	134
7.4.3	Conclusion	136
7.5	Recalage de Surface sur Volume	137
7.5.1	Méthode de recalage	137
7.5.2	Extraction des sphères depuis l'IRM	137
7.5.3	Résultats de l'extraction	138
7.6	Validation du recalage Surface sur Volume	139
7.6.1	Validation quantitative	139
7.6.2	Validation qualitative	141
7.7	Conclusion	142
8	Visualisation 3D des données surfaciques et volumiques	145
8.1	Introduction	146
8.2	Objectifs de la visualisation	146
8.2.1	Extraction de connaissances	146
8.2.2	Navigation	147
8.3	Visualisation surfacique	148
8.3.1	Visualisation d'une étape de dissection	148
8.3.2	Visualisation de plusieurs étapes de dissection	149
8.3.3	Visualisation des zones d'intérêt	149
8.3.4	Filtrage visuel pour la visualisation surfacique	150
8.4	Visualisation volumique	151
8.4.1	Rendu volumique	151
8.4.2	Filtrage visuel pour la visualisation volumique	152
8.5	Visualisation mixte surfacique/volumique	153
8.5.1	Filtrage visuel	153
8.5.2	Évaluation qualitative	154
8.6	Rendu stéréoscopique	155
8.6.1	Contraintes de mise en œuvre	155
8.6.2	Matériel	155
8.7	Conclusion	157

9	Interactions pour l'extraction de connaissances	159
9.1	Introduction	159
9.2	Outils d'interactions	160
9.2.1	Sélection 3D de zones	160
9.2.2	Périphérique d'interaction	162
9.2.3	Étiquetage	164
9.2.4	Contraintes d'implémentation	165
9.3	Évaluations utilisateurs	167
9.3.1	Protocole	168
9.3.2	Résultats & Discussion	169
9.4	Conclusion	173
10	Reconstructions 3D et Évaluations	175
10.1	Introduction	176
10.2	Méthodes de reconstruction	176
10.2.1	Reconstruction surfacique	176
10.2.2	Reconstruction volumique	177
10.3	Évaluation des objets reconstruits	180
10.3.1	Évaluations quantitative	180
10.4	Expérimentation 1	184
10.4.1	Objectif	184
10.4.2	Préparation	184
10.4.3	Protocole Expérimental	184
10.4.4	Résultats	187
10.4.5	Discussion	188
10.5	Expérimentation 2	191
10.5.1	Objectif	191
10.5.2	Protocole Expérimental	191
10.5.3	Acquisitions volumiques	192
10.5.4	Acquisitions surfaciques	192
10.5.5	Résultats	193
10.5.6	Discussion	195
10.6	Expérimentation 3	196
10.6.1	Protocole expérimental	196
10.6.2	Résultats	196
10.7	Conclusion	200
	Conclusion	201

TABLE DES MATIÈRES

Annexes	207
A Surfaces 3D acquises au cours de dissections	207
A.1 Convention de nommage des surfaces	207
A.2 Convention de nommage des photo-textures	207
A.3 Index des surfaces acquises	207
B Index des portions du FLS étiquetées pour le spécimen FIB015HD	213
C Algorithme d'extraction des repères fiduciels à partir de l'image IRM	217
D Fiche technique du scanner laser FaroArm	219
E Fiche technique du périphérique haptique Phantom Omni de Sensable.	223
Index	231

Liste des tableaux

1.1	Fonctions associées aux lobes cérébraux humains - adapté de O'Donnell (2006)	36
1.2	Ordre de grandeur de l'axone et de ses constituants	38
5.1	Contraintes d'acquisition surfacique pour des pièces anatomiques	98
5.2	Statistiques de compression pour un maillage 3D de test.	105
5.3	Statistiques de compression pour un maillage 3D correspondant à une surface d'hémisphère de cerveau (cortex).	107
6.1	Tableau présentant la synthèse de l'auto-évaluation du placage de texture les 3 "experts"	119
6.2	Tableau présentant la synthèse des résultats de l'évaluation du placage de texture par 5 utilisateurs.	120
7.1	Caractéristiques de la scène de test choisie pour l'expérimentation	125
7.2	Répartition de l'erreur en considérant un recalage sur l'ensemble des points du nuage cible	130
7.3	Répartition de l'erreur en considérant un recalage sur un sous-ensemble de points	131
7.4	Répartition de l'erreur en considérant un recalage sur les seuls points repères	133
7.5	Intervalle, valeur moyenne, médiane et écart type des δ_{locale} lors d'un recalage prenant en considération uniquement les points repères.	135
9.1	Surfaces 3D acquises lors du suivi de dissection d'un faisceau sur un hémisphère de cerveau humain.	167
9.2	Textures 2D acquises lors du suivi de dissection d'un faisceau sur un hémisphère de cerveau humain.	167
9.3	Textures 3D construites à partir d'images volumiques IRM d'hémisphère de cerveau humain.	168
9.4	Tâche 1 : Segmenter le fond du tore à l'aide du Phantom	170
9.5	Tâche 1 : Segmenter le fond du tore à l'aide de la souris	171
9.6	Tâche 2 : Segmenter sur la surface 3D un motif texturé à l'aide du Phantom	171

LISTE DES TABLEAUX

9.7	Tâche 2 : Segmenter sur la surface 3D un motif texturé à l'aide de la souris	171
9.8	Tâche 3 : Segmenter sur la surface 3D un motif en relief à l'aide du Phantom	171
9.9	Tâche 3 : Segmenter sur la surface 3D un motif en relief à l'aide de la souris	172
9.10	Tâche 4 : Suivre un chemin en passant pas des points clé à l'aide du Phantom	172
9.11	Tâche 4 : Suivre un chemin en passant par des points clés à l'aide de la souris	172
10.1	Comparaison de $V_{ref} \rightarrow V$: (a) Matrice de confusion. (b) Indicateurs	189
10.2	Comparaison de $V_{ref} \rightarrow \text{fermeture}(V)$: (a) Matrice de confusion. (b) Indicateurs	189
10.3	Comparaison de $\text{fermeture}(V_{ref}) \rightarrow \text{fermeture}(V)$: (a) Matrice de confusion. (b) Indicateurs	190
10.4	Paramètre de séquence pour l'acquisition IRM T1	192
10.5	Paramètre de séquence pour l'acquisition IRM DTI	192
10.6	Expérimentation 2 : Comparaison du volume issu de la reconstruction 3D surfacique avec le résultat de tractographie : (a) Matrice de confusion. (b) Indicateurs	196
10.7	Extrait du tableau complet présenté en annexe (Cf. Annexe A.2)	197
A.1	<i>FIB015_HD</i>	208
A.2	<i>FIB015_HD</i>	209
A.3	<i>FIB016_HD</i>	210
A.4	<i>FIB016_HD</i>	211
B.1	Tableau présentant des résultats d'étiquetage de différentes étapes de dissection du spécimen FIB015HD.	214
B.2	Tableau présentant des résultats d'étiquetage de différentes étapes de dissection du spécimen FIB015HD.	215

Table des figures

1.1	L'hémisphère et son découpage en lobes.	36
1.2	Schéma d'un neurone et de son axone, adapté de <i>Nature Previews</i> , neurosciences 2005	38
1.3	Schéma des principaux faisceaux de substance blanche	40
1.4	Reconstruction tractographique du Faisceau Longitudinal Supérieur - extrait de Catani et Thiebaut de Schotten (2008)	40
1.5	Reconstruction tractographique du Faisceau Longitudinal Inférieur - extrait de Catani et Thiebaut de Schotten (2008)	41
1.6	Les atlas de référence.	42
1.7	Extrait de l' <i>Atlas Cerebri Humani</i> de Ludwig et Klingler (1956)	44
1.8	Dissection d'hémisphère de cerveau préparé selon la méthode de Klingler Ludwig et Klingler (1956). Laboratoire d'Anatomie, Tours.	44
1.9	Instruments de dissection et vues de faisceaux de fibres.	45
1.10	Coupes histologiques	45
1.11	IRM verio 3T, SIEMENS HC. (a) et Antenne Signa 3T, GE HC (b)	46
1.12	Reconstruction des images : transformation de Fourier 2D	47
1.13	Schéma de diffusion : (a) diffusion isotropique élevée, (b) diffusion isotropique faible et (c) diffusion anisotropique	48
1.14	Tractographie	49
2.1	Exemple d'acquisition par microscopie confocale	56
2.2	Un système d'acquisition échographique	57
2.3	Un scanner X actuel	58
2.4	Imagerie en TEP	59
2.5	Géométrie épipolaires	63
2.6	Photogrammétrie	64
2.7	Schéma de principe du scanner laser - http://www.innovmetric.com	65
2.8	Technologie laser 3D	65
2.9	Schéma de principe de la projection de franges.	66

TABLE DES FIGURES

2.10	Modélisation 3D par silhouette	67
2.11	Reconstructions de cartilages osseux humains	67
3.1	Convention de nommage des 3 plans de coupe	71
3.2	Visualisation de coupes : fenêtrage	72
3.3	Les fonctions de transfert	73
3.4	Exemple de visualisation MinP (A) et MIP (B).	73
3.5	Algorithme des "marching cubes"	74
3.6	Géométrie de Proxy	76
3.7	Logiciel de visualisation 3DSlicer	76
4.1	Exemple d'application de réalité augmentée en médecine	82
4.2	Technologies pour la stéréoscopie	82
4.3	Géométrie pour la 3D stéréoscopique	82
4.4	Frustum symétrique et asymétrique	85
4.5	Modèle de simulation haptique - <i>virtual wall model</i>	85
4.6	Périphériques à retour d'effort de Sensable	85
4.7	Schéma global d'organisation des contributions	94
5.1	Poste de travail pour l'acquisition 3D	100
5.2	Repères pour l'acquisition surfacique et IRM	101
5.3	Protocole d'acquisition 3D et photographique lors de la dissection.	102
5.4	Chaîne de post-traitements utilisée.	103
5.5	Évaluation de la répétabilité des acquisitions 3D	105
5.6	Simplification de maillage sur un objet test	106
5.7	Simplification de maillage sur une surface d'hémisphère	106
6.1	Acquisition texture sur plusieurs étapes de dissection	110
6.2	Sous échantillonnage des photo textures	112
6.3	Géométrie de projection orthogonale	113
6.4	Géométrie de projection perspective	114
6.5	Schéma du positionnement du projecteur virtuel	115
6.6	Corrections de projection de texture avec carte de profondeur	116
6.7	Schéma de principe de la technique d'ombrage porté	116
6.8	Résultats de projection de textures	118
7.1	Exemple 2D de convergence de l'ICP.	122
7.2	Expérimentation des méthodes de recalage	126
7.3	Scène de test	127

TABLE DES FIGURES

7.4	Répartition de l'erreur en considérant un recalage sur l'ensemble des points	129
7.5	Évolution de $\delta_{moyenne}$ et δ_{max} au cours des itérations de l'ICP, pour le recalage de deux acquisitions de notre scène de test.	130
7.6	Répartition de l'erreur en considérant un recalage sur un sous-ensemble de points	131
7.7	Étude de convergence de l'ICP	132
7.8	Répartition de l'erreur en considérant un recalage sur les seuls points repères	133
7.9	Évolution de $\delta_{moyenne}$ et δ_{max} au cours des itérations de l'ICP, pour le recalage de deux acquisitions de notre scène de test.	134
7.10	Répartition de l'erreur de recalage sur deux surfaces de spécimen	135
7.11	Évolution de $\delta_{moyenne}$ et δ_{max} au cours des itérations de l'ICP, lors du recalage basé sur les points repères de notre hémisphère de cerveau.	136
7.12	Évaluation des positions 3D des fiduciels IRM	138
7.13	(a) La segmentation eau/cortex a été effectuée à l'aide de <i>Slicer</i> . (b) Maillage résultant de l'algorithme de <i>marching cubes</i> à partir de la segmentation précédente.	140
7.14	Comparaison de deux modalités d'acquisitions différentes 3D laser/IRM	141
7.15	Comparaison de deux modalités d'acquisitions différentes 3D laser/IRM (2)	142
7.16	Visualisation d'intersection surface/volume	142
8.1	Schéma de modélisation de la reconstruction	147
8.2	Modèle de navigation de la caméra	148
8.3	Interface de visualisation d'une modélisation surfacique d'une étape de dissection	149
8.4	Affichage multi-surfaces	150
8.5	Visualisation des zones d'intérêt	150
8.6	Interface de visualisation de données volumique	151
8.7	Résultats visuels du seuillage interactif d'une image IRM	152
8.8	Filtrage visuel	152
8.9	Filtrage visuel (2)	153
8.10	Visuels de l'outil cutter virtuel	153
8.11	Visuels de l'outil cutter virtuel (2)	154
8.12	Visualisation qualitative de la reconstruction volumique	155
8.13	Vue de la plateforme de visualisation immersive	156
9.1	Curseur 3D suivant le relief de la surface 3D	160
9.2	Outil de sélection multiple de triangles	161
9.3	Opérateurs de sélection	161
9.4	Outil ensemblistes de sélection de triangles	162

TABLE DES FIGURES

9.5	Vues du périphérique haptique	163
9.6	Schéma des contraintes du bras haptique	164
9.7	Étiquetage des zones d'intérêt	165
9.8	Décomposition hiérarchique en octree	166
9.9	Expérimentation haptique : tâche 1	169
9.10	Expérimentation haptique : tâche 2	169
9.11	Expérimentation haptique : tâche 3	170
9.12	Expérimentation haptique : tâche 4	170
9.13	Expérimentation haptique : résultats	173
10.1	Reconstruction 3D volumique à partir de portions 3D surfaciques	177
10.2	Étapes de la reconstruction surfacique	177
10.3	Voxellisation	179
10.4	Voxellisation (2)	179
10.5	Voxellisation (3)	180
10.6	Résultat de correction topologique : opération de fermeture	180
10.7	Géométrie des objets tests au scanner X	185
10.8	Expérimentation comparaison de volumes : résultats	186
10.9	Résultats de la segmentation automatique du jaune.	187
10.10	Surfaces 3D avec zones étiquetées	188
10.11	Reconstruction volumique du jaune d'œuf	189
10.12	Vue d'ensemble des torons immobilisés dans la platine.	191
10.13	Expérimentation : résultat de l'acquisition surfacique 3D avec sa texture	193
10.14	Résultat de l'étiquetage des torons de corde	194
10.15	Expérimentation torons de corde : tractographie	195
10.16	Mesures des distances inter-surfaces pour l'hémisphère de cerveau disséqué	197
10.17	Étapes de dissection de l'hémisphère de cerveau avec les portions de faisceau étiquetées	198
10.18	Visuel de la reconstruction 3D du faisceau à partir des portions précédem- ment étiquetées	198
10.19	Coupes coronales montrant le FLS reconstruit et recalé dans l'IRM post- mortem	199
D.1	Fiche technique du scanner laser utilisé.	220
E.1	Fiche technique du bras haptique utilisé.	224

Introduction

Les travaux de thèse présentés dans ce document ont été réalisés dans le cadre d'un projet de collaboration initié en 2009 rassemblant des entités de recherche publiques et industrielles. Les partenaires impliqués sont le Laboratoire d'Informatique de l'Université de Tours, l'unité INSERM U930 "Imagerie et Cerveau", le Laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine de Tours, le CHRU de Tours ainsi que des industriels de l'imagerie médicale (General Electric Health Care et Siemens Health Care). La coloration multidisciplinaire de cette association est un atout majeur pour mener à bien une entreprise d'envergure telle que ce projet Fibratlas, initié par Christophe Destrieux.

Trois thèses sont actuellement consacrées au projet. Les deux autres thèses sont les travaux de recherche d'Ilyess Zemmoura (Science de la vie) et d'Isabelle Filipiak (Physique). Ilyess Zemmoura se focalise sur l'étude du suivi de fibres blanches par dissection, la méthode de préparation des encéphales ainsi que l'identification des faisceaux pour la conception d'un atlas anatomique. Isabelle Filipiak s'intéresse à l'aspect contrôle qualité des dispositifs d'imagerie. Elle se focalise plus particulièrement sur la conception d'un fantôme permettant d'aboutir sur une validation des techniques de suivi de fibres par imagerie IRM.

Contexte

L'IRM de diffusion mesure la diffusion de l'eau au sein de tissus biologiques. Cette technique d'imagerie appliquée au cerveau permet d'obtenir une cartographie de cette diffusion le long de structures fibreuses, permettant une imagerie indirecte des fibres cérébrales. La visualisation des faisceaux de fibres n'est possible qu'après une phase de reconstruction impliquant des algorithmes complexes probabilistes ou non (algorithmes de tractographie). Ces algorithmes produisent un résultat de reconstruction approché, principalement dû aux contraintes de la technique d'acquisition (résolution spatiale, bruit) mais également aux contraintes topologiques des tissus (croisement de fibres, complexité géométrique des faisceaux), qu'il est nécessaire de valider rigoureusement avant d'envisager une utilisation routinière en clinique. Le projet Fibratlas s'attèle donc à cette problématique de validation de résultats de tractographie chez l'homme. La méthode proposée, basée sur des données issues d'une dissection de cerveaux, est originale.

Problématique

La méthode introduite dans le projet Fibratlas propose d'acquérir la surface et la texture des différentes étapes de la dissection anatomique de spécimens de cerveaux humains, afin

d'en obtenir une modélisation 3D. A partir de ces données, il s'agit ensuite de fournir à un expert l'ensemble des outils nécessaires pour effectuer une segmentation interactive des principaux faisceaux de fibres blanches visibles à chaque étape de dissection. Il s'en suit une reconstruction 3D fiable de ces structures dans un référentiel connu, facilement transposable dans celui de l'IRM acquise ex-vivo.

Les enjeux de ce travail de thèse sont donc multiples. Tout d'abord, il s'agit de concevoir et d'expérimenter la méthode d'acquisition 3D des spécimens en cours de dissection. En effet, la dissection étant un processus destructif, il est nécessaire de conserver un historique numérique de l'état de la pièce en cours d'étude. Les verrous scientifiques concernant la modélisation 3D de spécimens anatomiques sont :

- l'acquisition surfacique 3D haute résolution,
- l'acquisition de photo-texture

Ensuite, les difficultés de la visualisation de ces objets 3D sont liées aux contraintes :

- de la visualisation de données 3D volumineuses,
- de la navigation interactive parmi ces données,
- de la visualisation de données hétérogènes (surfaciques et volumiques)

Après la visualisation des données, il s'agit de résoudre les problématiques d'interaction de l'expert avec les données. C'est pourquoi nous nous sommes intéressés à la manipulation des données et l'extraction de connaissances par l'expert, c'est à dire :

- au filtrage visuel contextuel,
- à l'utilisation d'outils de sélection interactifs,
- au renforcement du sentiment d'immersion (haptique et stéréoscopie)

Enfin, concernant l'objectif de reconstruction 3D des faisceaux de fibres, nous nous sommes concentrés sur les problématiques :

- de voxellisation d'un ensemble de surfaces 3D denses,
- de comparaison entre ensembles de voxels.

Périmètre des travaux

Nous traiterons ici des travaux menés depuis la conception du système d'acquisition jusqu'à l'évaluation des moyens mis à disposition des anatomistes pour l'extraction virtuelle des fibres blanches cérébrales. Les travaux ont également porté sur la conception de visualisations pour les données hétérogènes en présence.

Organisation du document

La première partie de cette thèse présente le contexte médical de l'étude dans lequel s'inscrivent ces travaux de recherche, au travers d'un chapitre apportant les notions anatomiques nécessaires à la compréhension de la problématique et du contexte d'application (Chapitre 1). Au sein de ce chapitre, la section 1.2 traite de l'étude anatomique du cerveau. Plus particulièrement, nous décrivons brièvement les structures macro (section 1.2.1) et micro (section 1.2.2) anatomiques du cerveau humain. La section 1.3 se concentre sur la matière blanche. Les raisons de l'étude de la matière blanche ainsi que les faisceaux de fibres la composant sont explicitées dans la section 1.4. La section 1.5 en détaille les moyens d'étude mis à disposition du corps médical.

La seconde partie commence par un état de l'art focalisé sur les dispositifs et les méthodes pour acquisition de données 3D au travers du chapitre 2. Nous aborderons les différentes techniques d'acquisition 3D que ce soit volumique (section 2.2) ou surfacique (section 2.3). Le chapitre 3 poursuit avec un éventail des techniques de visualisations médicales 2D (section 3.2) et 3D (section 3.3). En ce qui concerne les visualisations 3D, nous développons les techniques de l'état de l'art concernant la visualisation de données volumiques, surfaciques, ainsi que la visualisation hybride. L'aspect interaction et immersion avec des données médicales 3D est traité dans le chapitre 4. Nous y abordons les principes d'interaction qui peuvent être proposés à des experts dans un but de découverte de connaissances lorsqu'ils sont confrontés à des données complexes. Nous présentons également les artifices qu'il est possible de mettre en œuvre pour augmenter l'immersion de l'expert au niveau de la perception visuelle (section 4.2) ou bien haptique (section 4.3).

La dernière partie relate les contributions proposées. Le chapitre 5 présente les travaux menés depuis le choix d'un dispositif d'acquisition 3D (section 5.2) jusqu'à la conception de la méthode d'acquisition (section 5.3) avec une évaluation des résultats (section 5.5). Le chapitre 6 détaille la technique de projection de texture (section 6.3) utilisée ainsi que l'approche interactive proposée. Une étude utilisateur a été menée afin d'évaluer qualitativement les résultats (section 6.4). Le chapitre 7 présente la méthode de recalage 3D (section 7.2) et relate les différentes expérimentations qui ont été menées pour décider d'une méthode de recalage fiable et appropriée à notre problème. Le chapitre 8 présente le processus d'extraction de connaissances, les visualisations surfaciques (section 8.3) et volumiques (section 8.4) mises en place dans le but d'aider l'expert à extraire la connaissance à partir de ces visualisations. Les outils interactifs conçus sont présentés dans le chapitre 9 (section 9.2) ainsi qu'une évaluation utilisateur (section 9.3). Enfin, le chapitre 10 est consacré à la reconstruction 3D des structures d'intérêt étiquetées (section 10.2) dans l'étape d'extraction des connaissances ainsi qu'à leur évaluation. Ce chapitre détaille tout d'abord les mesures sélectionnées pour quantifier la comparaison d'ensembles de voxels (section 10.3) puis les expérimentations menées et mettant en œuvre la méthode proposée (section 10.4, section 10.5).

Nous terminons par une conclusion générale sur les travaux effectués durant cette thèse en donnant des perspectives envisagées pour la suite des travaux à mener.

Partie I : Introduction

Chapitre 1

Introduction à l'anatomie cérébrale

Sommaire

1.1	Introduction	34
1.2	Composition et organisation du cerveau	35
1.2.1	Description macro-anatomique	35
1.2.2	Description micro-anatomique	37
1.3	L'étude des fibres blanches	38
1.3.1	Les faisceaux	39
1.3.2	Principaux faisceaux	39
1.4	Pourquoi étudier les fibres blanches ?	41
1.4.1	Constitution d'atlas	41
1.4.2	Les pathologies impliquant les fibres blanches	42
1.5	Comment étudier les fibres blanches ?	43
1.5.1	Étude <i>ex-vivo</i>	43
1.5.2	Étude <i>in-vivo</i>	46
1.5.3	Validation des résultats de tractographie	50
1.6	Conclusion	50

Résumé

Dans ce chapitre, nous introduisons les notions d'anatomie cérébrale nécessaires à la compréhension des enjeux des travaux de thèse présentés par la suite. Nous nous attachons particulièrement à décrire l'anatomie des structures cérébrales d'intérêt : les fibres blanches. Ces fibres sont organisées en faisceaux, nous nous limiterons ici à une courte présentation des principaux d'entre eux. Nous aborderons également les raisons qui poussent la communauté des neurosciences à développer l'étude de ces faisceaux. Nous détaillerons enfin les moyens généralement développés pour atteindre ce but, depuis les méthodes ex-vivo (dissection) jusqu'aux techniques in-vivo impliquant l'Imagerie à Résonance Magnétique (IRM).

Organisation du chapitre

Ce chapitre est organisé comme suit. Nous présentons succinctement les notions d'anatomie relatives à la composition et l'organisation du cerveau dans la section 1.2. Nous poursuivrons avec une introduction à la substance blanche (SB) avec la section 1.3. La section 1.4 présente les objectifs d'une étude de la SB, alors que la section 1.5 se focalise sur les moyens.

1.1 Introduction

L'homme à toujours eu une légitime appréhension pour ce qu'il ne parvient pas à expliquer rationnellement. Dans l'histoire de l'anatomie, les pionniers de la Médecine ont évité certains organes comme le cerveau. Le cerveau est l'organe le plus complexe du corps humain. Lorsque les anatomistes s'y sont intéressés, ils n'ont pas attribué de fonctions à cet organe, si ce n'est celle d'un simple contenant. L'apparition d'une conception du cerveau comme "organe-maître", centralisant et contrôlant la circulation et le traitement de l'information a bien tardé à émerger dans le monde de la médecine. En effet, par le passé, nombre d'anatomistes ont été déconcertés par l'incroyable désorganisation apparente de l'organe, rendant sa description bien difficile et évidemment inexplicable avec les connaissances acquises jusque là.

Le "déplacement" de la fonction cérébrale ne survint qu'avec Sylvius en 1660, et Thomas Willis (1621-1675) quelques années plus tard. Ce dernier considérait en effet que le corps strié était le siège des sensations, que l'imagination était régie par le corps calleux et que le cortex cérébral était responsable de la mémoire. Pour fantaisiste qu'elle nous paraisse, cette conception était de toute première importance, puisque, pour la première fois, le cortex cérébral se voyait chargé de fonction. Pour autant, une description plus précise des différents gyri et sulci ne s'imposait pas, la mémoire étant localisée sans plus de précision dans le cortex. De ce fait, et malgré d'importants progrès iconographiques dus en particulier à Samuel Thomas Soemmering (1755-1830) et à Félix Vicq d'Azyr (1748-1794), les des-

criptions du cortex cérébral restèrent-elles toujours imprécises jusqu'au milieu du XIX^{ème} siècle. - extrait de Destrieux (2009)

Ce n'est que relativement récemment que l'anatomie du cerveau a été décrite, depuis Leuret et Gratiolet (1859), puis plus précisément dans Gray (1918). C'est ensuite Ludwig et Klingler (1956), puis encore plus récemment Duvernoy (1992) qui affinent sa description anatomique. L'évolution des connaissances et des techniques récentes d'investigations par l'imagerie ont fait de l'exploration de notre cerveau un nouveau challenge du XXI^{ème} siècle.

1.2 Composition et organisation du cerveau

1.2.1 Description macro-anatomique

L'encéphale fait partie du système nerveux central qui comporte également la moelle épinière. L'encéphale humain est composé de deux hémisphères cérébraux, droit et gauche, du cervelet et du tronc cérébral. Il est organisé en trois parties, qui se sont formées successivement au cours de l'évolution. La première, la plus proche de la moelle épinière, correspond au tronc cérébral humain et gère les fonctions basiques telles le métabolisme, les réflexes et les besoins primaires (manger, se reproduire, fuir ou combattre). La seconde partie, appelée diencéphale, est impliquée dans le traitement des messages sensitifs et sensoriels, dans les émotions et le métabolisme. Cette partie est commune avec les autres mammifères. Enfin, la troisième partie, la plus périphérique, est le télencéphale (ou hémisphères cérébraux). Il est particulièrement développé chez les mammifères évolués et permet le raisonnement, les capacités d'abstraction et de conceptualisation, et l'aptitude au langage. Nous nous attacherons ici à effectuer une brève description de ces hémisphères cérébraux.

Le cortex¹ cérébral est la surface extérieure des hémisphères cérébraux. Cette surface fait apparaître de multiples plissements qui s'opèrent lors du développement du cerveau dans la boîte crânienne. Ils constituent des sillons ou *sulci* et des bosses ou *gyri*. Les hémisphères cérébraux sont divisés en lobes et sont eux même subdivisés en *gyri* par les *sulci*. Ces zones rassemblent les fonctions vitales, sensorielles, motrices et cognitives. Parmi ces aires, nous trouvons :

- le lobe occipital qui est impliqué dans la vision,
- le lobe pariétal qui centralise les informations somesthésiques² relatives au toucher et à l'orientation spatiale, ainsi que des aires associatives, traitant des informations provenant de plusieurs sources,
- le lobe temporal permettant la gestion de l'audition, du sens gustatif et de la mémoire,
- le lobe frontal qui comporte le cortex moteur primaire et de nombreuses zones associatives.

La figure 1.1 montre la localisation des différents lobes cités. Les fonctions associées actuellement à ces lobes sont détaillées dans le tableau 1.2.1.

1. cortex : enveloppe, écorce en latin.

2. somesthésie : ensemble des perceptions de l'homme via la peau ou les organes.

1.2. COMPOSITION ET ORGANISATION DU CERVEAU

Nom	Principales fonctions
Frontal	Associées au raisonnement, capacités motrices, cognition de haut niveau et expression (cortex pré moteur, aire de Broca), impliquée dans la production du langage dans l'hémisphère dominant.
Pariétal	Associées à l'analyse des informations tactiles, de compréhension du langage dans l'hémisphère dominant, de l'orientation et de la perception spatiale.
Temporal	Associées à l'interprétation des sons et à la compréhension du langage dans l'hémisphère dominant (aire de Wernicke), analyse visuelle, mémoires (hippocampe) et apprentissage.
Occipital	Associées à l'interprétation et l'analyse des informations visuelles
Insula	Associées à l'émotion, la mémoire et la régulation de l'homéostasie du corps. Influences d'autres fonctions comme la perception, le contrôle moteur, prise de conscience de soi, le fonctionnement cognitif.

TABLE 1.1 – Fonctions associées aux lobes cérébraux humains - adapté de O'Donnell (2006)

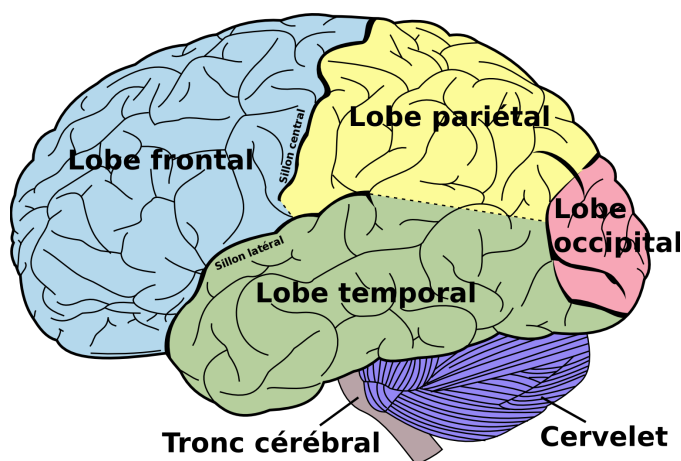


FIGURE 1.1 – Le découpage de l'hémisphère se fait en quatre lobes : frontal, temporal, pariétal et occipital. L'insula n'est pas visible, car située en profondeur entre lobes frontal et temporal, au fond du sillon latéral - Figure 728 du Gray's Anatomy Gray (1918)

1.2.2 Description micro-anatomique

Bien que la complexité fonctionnelle de cet organe soit extrême, le cerveau est principalement constitué de deux types de cellules, les cellules nerveuses et les cellules gliales.

Les cellules nerveuses Les cellules nerveuses ou neurones sont organisées en réseau. Un neurone fait transiter l'information (signal bio-électrique), la reçoit et la transmet en fonction de son implication dans tel ou tel réseau. Le nombre de neurones ainsi que leurs connexions évoluent au cours de la vie. Ces variations de leur nombre ont lieu selon leur implication dans les différents réseaux neuronaux. Il est admis que ce nombre se situerait autour de 100 milliards pour un adulte sain moyen. Les connexions entre neurones se produisent par l'intermédiaire des synapses. Le processus de codage de l'information ainsi que les aires corticales par lesquelles cette information transite reste à ce jour encore bien méconnu.

Les cellules gliales Le second type de cellules est la cellule gliale. Les cellules gliales peuvent être de trois types : les *astrocytes* qui aident à maintenir l'homéostasie³, les *oligodendrocytes* qui produisent la gaine de myéline autour de l'axone, ou bien les *cellules microgliales* qui sont cruciales dans la protection des tissus nerveux en jouant un rôle de défense immunitaire. Ces cellules sont 10 à 50 fois plus nombreuses que les neurones. De part leur implication dans la production de myéline, indispensable à une conduction nerveuse de bonne qualité, leur dégénérescence peut induire une altération des connexions entre aires corticales ou avec les structures sous corticales.

Enfin, l'ensemble est fortement irrigué par un réseau de vaisseaux sanguins afin de garantir l'apport en nutriments et oxygène nécessaires à ce très grand nombre de cellules. En effet, les neurones ont un métabolisme très important et il n'y a pas de réserves mobilisables au niveau du SNC.

1.2.2.1 La matière grise

La matière grise ou substance grise (SG) du cerveau est constituée des corps cellulaires des cellules nerveuses (neurones). La couleur qui la caractérise provient de la forte densité de la vascularisation. Elle est présente dans les hémisphères, dans le tronc cérébral et dans la colonne vertébrale. Au sein des hémisphères, on retrouve la SG dans le cortex mais aussi à proximité des ventricules cérébraux. Cependant, son organisation diffère selon sa localisation : la SG du cortex est présente sous forme laminaire alors qu'on la retrouve plutôt en amas au niveau des ventricules. Ce sont ici les noyaux gris.

1.2.2.2 La matière blanche

La matière blanche ou substance blanche (SB) est constituée de fibres. Ces fibres nerveuses sont les axones des neurones avec leur couche de myéline. Elles sont organisées

3. homéostasie : capacité que peut avoir un système biologique à conserver ses paramètres physico-chimiques en dépit des contraintes ou attaques extérieures.

1.3. L'ÉTUDE DES FIBRES BLANCHES

en paquets ou faisceaux et sont appelées fibres blanches de par leur aspect blanchâtre, en contraste avec la matière grise. La figure 1.2 montre l'anatomie d'un neurone et d'un axone. L'axone est quand à lui constitué de neurofilaments et de microtubules orientées parallèlement les uns aux autres. Le tableau 1.2 précise les ordres de grandeur des différentes structures citées.

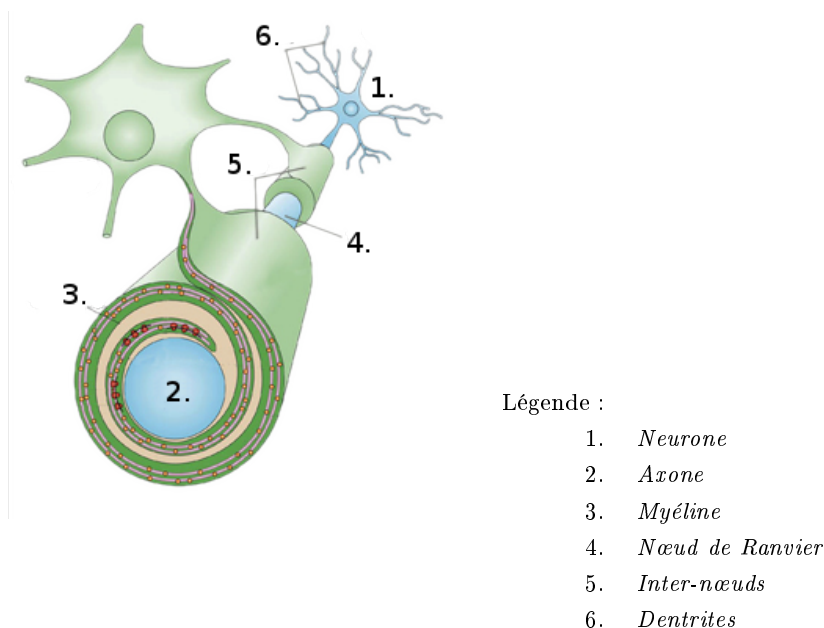


FIGURE 1.2 – Schéma d'un neurone et de son axone, adapté de *Nature Previews*, neurosciences 2005

Structure	Taille
Axones	$\Phi \approx 1 - 15\mu m$
Neurofilaments	$\Phi \approx 90 - 100 \text{ \AA}$
Microtubules	$\Phi \approx 230 - 260 \text{ \AA}$

TABLE 1.2 – Ordre de grandeur de l'axone et de ses constituants

1.3 L'étude des fibres blanches

Ces faisceaux sont de véritables autoroutes de la communication neuronale et relient les aires fonctionnelles de notre système nerveux central. Ces faisceaux de fibres peuvent être classés en deux ou trois grandes catégories selon que l'on considère leur longueur ou bien leurs interconnexions. La classification par longueur distingue les faisceaux courts ($<30mm$) et longs ($>30mm$). Selon la classification par interconnexions, nous distinguons les fibres d'association, commissurales et de projection. Nous détaillons ci dessous ces types de faisceaux ainsi que leurs rôles connus. La figure 1.3 illustre les connexions anatomiques réalisées par les différents faisceaux. La section suivante décrit ces différents types d'après la littérature Catani et Mesulam (2008)

1.3. L'ÉTUDE DES FIBRES BLANCHES

1.3.1 Les faisceaux

1.3.1.1 Faisceaux de projection

Ils connectent le cortex cérébral aux structures sous-corticales et médullaires. On distingue deux types de faisceaux de projection : les faisceaux ascendants et descendants. Parmi les faisceaux ascendants, les faisceaux spinothalamique et cordonnal postérieur transportent l'information somesthésique (respectivement thermoalgique, épicritique et proprioceptive) provenant des terminaisons nerveuses du corps vers le cerveau. Les faisceaux descendants transmettent par exemple les commandes motrices issues du cortex moteur à destination des parties effectrices. Les fibres de projection passent entre les noyaux gris centraux, en formant une capsule : la capsule interne.

1.3.1.2 Faisceaux d'association

Ce sont des faisceaux de communication entre les différentes aires corticales au sein d'un même hémisphère. Ils peuvent être divisés en deux catégories selon leur longueur.

Les faisceaux d'association courts Ce sont eux qui établissent des connexions entre les régions dans un même lobe et qui connectent des gyri adjacents. Les fibres en U en sont un exemple.

Les faisceaux d'association longs Ils établissent des connexions entre les différents lobes cérébraux. Ces faisceaux longs incluent le faisceau unciné, du lobe frontal au lobe temporal ; le cingulum, du gyrus cingulaire au gyrus para-hippocampique ; le faisceau longitudinal supérieur, du lobe temporal au lobe frontal ; le faisceau fronto-occipital inférieur, du lobe occipital au lobe frontal et le faisceau longitudinal inférieur, du lobe occipital au lobe temporal.

1.3.1.3 Faisceaux commissuraux

Ce sont des faisceaux qui relient les deux hémisphères. Ces structures jouent un rôle prépondérant dans la communication inter-hémisphérique. On distingue : le corps calleux (CC), la commissure antérieure (CA), la commissure postérieure (CP), la commissure habénulaire. Le corps calleux est le faisceau commissural le plus volumineux.

1.3.2 Principaux faisceaux

La figure 1.3 présente les principaux faisceaux comme le faisceau unciné, le faisceau longitudinal supérieur, le cingulum et le corps calleux.

Nous détaillons ensuite plus particulièrement deux de ces faisceaux, qui sont les faisceaux longitudinaux supérieur et inférieur.

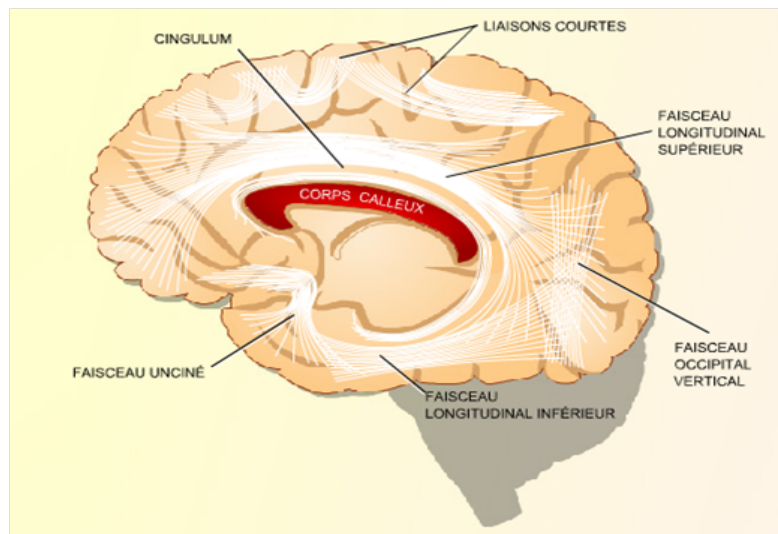


FIGURE 1.3 – Schéma des principaux faisceaux de substance blanche

1.3.2.1 Faisceau Longitudinal Supérieur (FLS)

Localisation anatomique. Le faisceau longitudinal supérieur (FLS) ou faisceau arqué, passe au-dessus et latéralement au putamen et à la capsule interne, en contournant l'insula. Il relie la surface externe des régions temporo-parieto-occipitales avec la convexité du lobe frontal et est constitué de trois types de fibres. Les fibres les plus longues connectent le cortex latéral frontal (aire de Broca) avec le cortex dorso-latéral temporal. Les fibres courtes doublent les fibres longues latéralement et s'organisent selon deux segments : un segment antérieur qui relie le cortex frontal latéral (aire de Broca) avec le cortex pariétal latéral, et un segment postérieur, entre le cortex pariétal et le cortex temporal dorso-latéral.

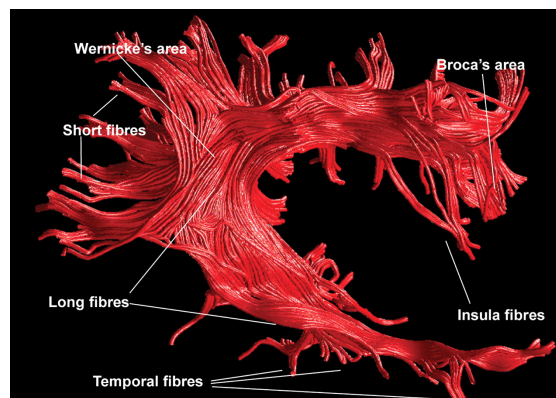


FIGURE 1.4 – Reconstruction tractographique du Faisceau Longitudinal Supérieur - extrait de Catani et Thiebaut de Schotten (2008)

1.3.2.2 Faisceau Longitudinal Inférieur (FLI)

Description de localisation anatomique Le faisceau longitudinal inférieur (FLI) traverse la partie ventro-latérale du lobe temporal. Il réunit les lobes *temporal* et *occipital*. Le FLI naît des gyri temporaux supérieur, moyen et inférieur, du gyrus occipito-temporal, et se projette dans le gyrus lingual, le cunéus et la surface latérale du lobe occipital. Les fibres courtes se connectent à l'hippocampe, s'étendent jusqu'au niveau le plus inférieur de la capsule externe, et en avant rayonnent médialement autour du gyrus parahippocampique et de l'uncus. Les fibres longues relient les aires d'association parahippocampiques et visuelles. Les fibres courtes entre les zones visuelles primaires, les aires visuelles associatives secondaires et tertiaires et le cortex d'association visuel occipito-temporal ventral supérieur gèrent l'analyse du visage, de la forme, de la couleur et du lieu. Les fibres courtes atteignent également le lobe pariétal inférieur et le sillon intrapariétal.

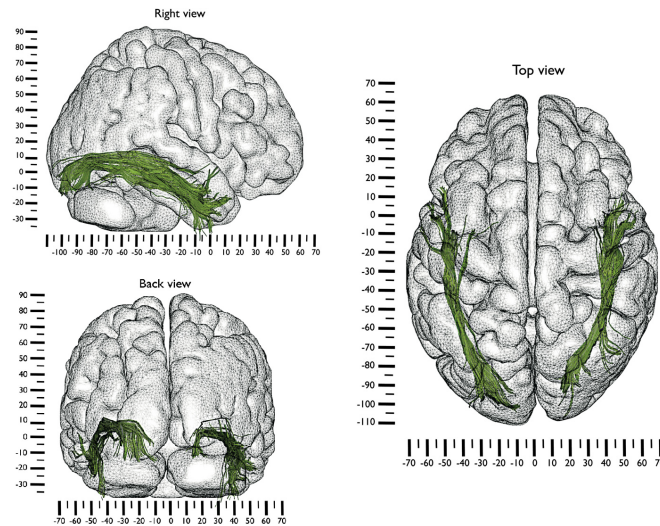


FIGURE 1.5 – Reconstruction tractographique du Faisceau Longitudinal Inférieur - extrait de Catani et Thiebaut de Schotten (2008)

1.4 Pourquoi étudier les fibres blanches ?

1.4.1 Constitution d'atlas

Initialement basés sur l'atlas de Talairach J (1988), de nombreux travaux présentent des atlas de fibres blanches comme dans les travaux de Catani et Thiebaut de Schotten (2008), Nowinski *et al.* (2012). De tels atlas permettent une meilleure connaissance de l'architecture des faisceaux de fibres. Cette connaissance des informations de connectivité sous forme d'atlas permet l'étude des pathologies neurologiques qui pourraient impliquer les fibres blanches. Pour le praticien neurochirurgical, ces atlas seraient également une référence pour toute planification pré-opératoire. Il faut cependant garder bien à l'esprit que les résultats

1.4. POURQUOI ÉTUDIER LES FIBRES BLANCHES ?

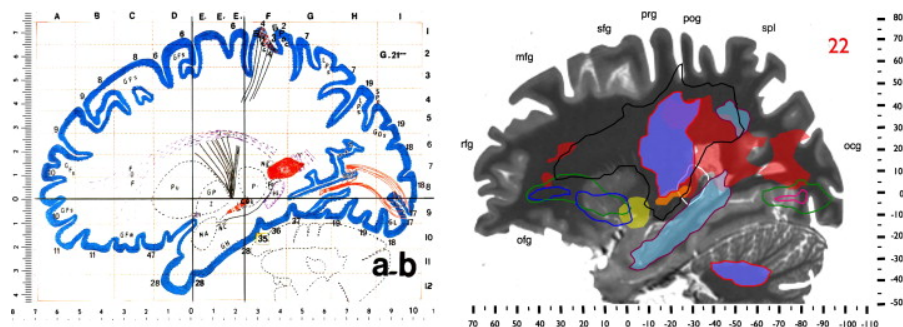


FIGURE 1.6 – Une coupe sagittale de l’atlas de Talairach J (1988) est présentée à gauche. Une lésion dans cet espace peut être localisé dans les régions corticales, mais l’information de la SB est limitée. La même coupe extraite de l’atlas de Catani et Thiebaut de Schotten montre la complexité de la SB qui doit être prise en compte dans la corrélation de l’emplacement de la lésion et des symptômes (les zones colorées correspondent à des faisceaux différents). - adapté de Catani et ffytche (2005)

de reconstruction de faisceaux présentés dans ces atlas sont issus de tractographie, méthode qui souffre d’un manque de validation rigoureuse chez l’homme.

1.4.2 Les pathologies impliquant les fibres blanches

Au delà de l’apport de la connaissance de l’architecture de ces faisceaux de fibres dans notre cerveau, leur étude amène une meilleure compréhension dans l’évolution de certaines maladies. En effet, bien que les syndromes de déconnexion soient connus depuis plusieurs années Catani et ffytche (2005), il est probable que les lésions, ou dysfonctionnements de la SB, soient aussi impliquées dans des maladies du développement (troubles du spectre autistique), inflammatoires (Sclérose en plaques), dégénératives (Alzheimer et Parkinson) ou des tumeurs (Duffau, 2008) (Ke et al., 2009) (Nilsson et al., 2007) (Teipel et al., 2008).

1.4.2.1 L’Autisme - trouble du spectre autistique

Les troubles du spectre autistique (TSA) sont des troubles comportementaux qui seraient associés à un développement atypique de certaines connexions cérébrales. Des anomalies morphologiques et fonctionnelles cérébrales ont été mises en évidence dans cette pathologie, en particulier au niveau de la substance blanche. La circulation de l’information neuronale est alors modifiée entraînant des troubles de l’apprentissage et du comportement.

1.4.2.2 La Sclérose en plaques

La sclérose en plaques est une maladie dite auto-immune. Elle a été décrite pour la première fois en 1868 par le neurologue français Jean-Martin Charcot. La sclérose en plaque se caractérise par des réactions d’inflammation qui entraînent la destruction localisée de la myéline (démýélinisation). Cette destruction est menée par le système immunitaire du malade. Il en résulte alors un blocage ou ralentissement de l’influx nerveux. Lors de cas de

1.5. COMMENT ÉTUDIER LES FIBRES BLANCHES ?

démyélinisation répétée et prolongée, il est observé une destruction définitive des neurones, causant alors une incapacité permanente.

1.4.2.3 La Maladie d'Alzheimer

La maladie d'Alzheimer est une forme de démence. Mise au jour en 1906 par Alzheimer, un neurologue allemand, cette maladie entraîne une diminution des facultés mentales en commençant par la mémoire à court terme. En effet, ce sont les neurones de l'hippocampe qui sont les premiers touchés. Deux types de dommages sont identifiables. Le premier est la production excessive de protéines bêta-amyloïdes dans certaines zones du cerveau. L'accumulation de ces protéines forment des plaques qui entraînent la mort des neurones avoisinants. Le second type de dommage intervient au niveau des protéines structurales. Ce type de lésion est appelé dégénérescence neurofibrillaire.

1.5 Comment étudier les fibres blanches ?

1.5.1 Étude *ex-vivo*

1.5.1.1 Dissection

Le seul moyen d'investigation accessible pour les médecins a longtemps été la dissection anatomique. Cette dissection s'effectue sur des spécimens prélevés sur des cadavres issus de dons du corps. La difficulté première à laquelle ont été confrontés les anatomistes dans la mise en place d'une telle méthode est la préparation des spécimens. En effet, la dissection des fibres n'est pas possible directement après prélèvement, les faisceaux n'étant pas dissociables dans la masse. Il est nécessaire de fixer au préalable les spécimens au formol et ce pendant plusieurs mois. La dissection des différents faisceaux sur spécimen *ex-vivo* a donc fait l'objet de travaux menés dès les années 1895 à Paris par Déjerine (1895), puis en 1930, au sein de l'institut d'anatomie de Bâle (Suisse). C'est le suisse Joseph Klingler qui s'est employé à développer une méthode de dissection de fibres blanches fiable et reproductible. Cependant, ce n'est que près de 30 ans plus tard, que Ludwig et Klingler (1956) publient leurs travaux sous forme d'atlas illustré. Leur technique de fixation des spécimens est toujours utilisée, bien que longtemps délaissée par la communauté scientifique anatomiste. Cette technique est basée sur la congélation et décongélation lente des hémisphères de cerveau. En effet, Klingler et Ludwig ont observé que les étapes de congélation/décongélation ont permis un léger éclatement des faisceaux, entraînant une meilleure dissociation mécanique des fibres lors de la dissection. Les anatomistes du Laboratoire d'Anatomie de la faculté de médecine de Tours ont développé une expertise dans la reprise de la technique de Klingler. Cette technique est donc utilisée ici dans le projet Fibratlas lorsque l'on fait référence à la dissection. Il s'agit d'une opération itérative visant à mettre au jour progressivement les faisceaux de fibres.

Les spécimens doivent être extraits du corps rapidement, c'est à dire dans les 24 heures suivant le décès. Après prélèvement, les hémisphères de cerveau sont séparés et préparés en suivant les étapes ci-dessous :

1.5. COMMENT ÉTUDIER LES FIBRES BLANCHES ?

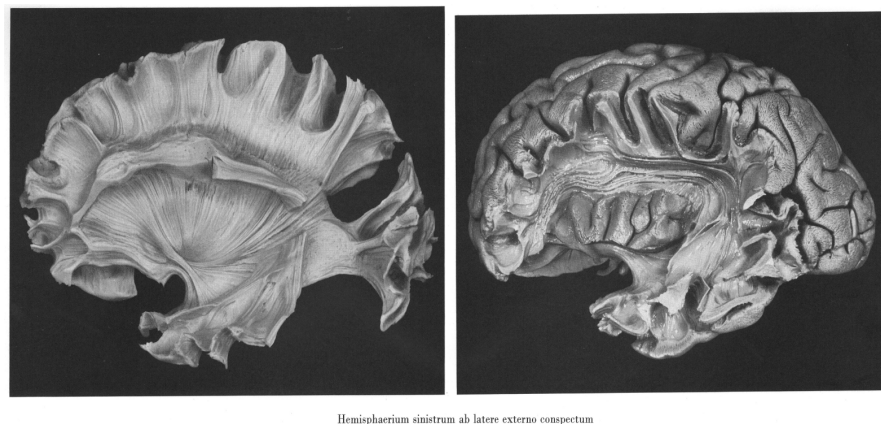


FIGURE 1.7 – Extrait de l'*Atlas Cerebri Humani* de Ludwig et Klingler (1956)

1. Fixation lente au formol (5%) pendant 3 à 4 mois
2. Congélation (-15°C pendant 4 semaines)
3. Décongélation lente ($+5^{\circ}\text{C}$ pendant 4 jours)
4. Immersion dans une solution formolée (5%)
5. Conservation dans un conteneur hermétique et opaque.

Une dissection de faisceau peut durer plusieurs heures selon sa taille ou sa localisation. Cette dissection est effectuée par un anatomiste entraîné, sous microscope optique binoculaire (stéréoscopie). Avant chaque début de dissection, le spécimen est rincé à l'eau claire et régulièrement humidifié pendant la dissection afin que la pièce ne sèche pas.

La figure 1.8 présente des clichés d'une dissection d'un hémisphère en cours.

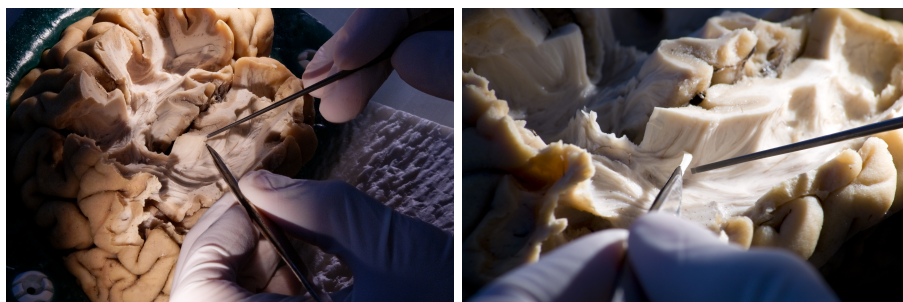


FIGURE 1.8 – Dissection d'hémisphère de cerveau préparé selon la méthode de Klingler Ludwig et Klingler (1956). Laboratoire d'Anatomie, Tours.

L'anatomiste utilise les outils tels que la curette, la spatule (Figure 1.9(a)) afin de mettre au jour le faisceau d'intérêt le plus précisément possible. Pour cela il ôte progressivement des portions (Figure 1.9(b)) de faisceaux environnants. De ce fait il s'agit d'une

1.5. COMMENT ÉTUDIER LES FIBRES BLANCHES ?

technique destructrice, la mise en évidence d'un faisceau impliquant la destruction du cortex et des faisceaux voisins rendant alors difficile la description des rapports entre structures cérébrales.

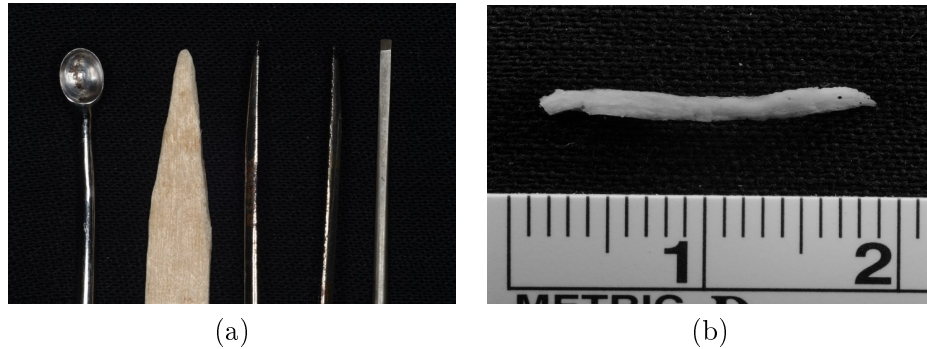


FIGURE 1.9 – (a) Instruments utilisés lors de la dissection. (b) Portions de faisceau de fibres "pelées" par l'anatomiste. Laboratoire d'anatomie, Tours.

1.5.1.2 Coupes histologiques

Les coupes histologiques sont une autre approche d'étude des fibres ex-vivo, différente de la dissection. L'idée est d'obtenir de fines coupes d'un spécimen. Cette découpe se réalise grâce à un microtome. Cet appareil permet une découpe régulière d'un spécimen, fixé dans de la paraffine ou de la glace, en fines lamelles utilisables pour une analyse microscopique. L'épaisseur de coupe dépend de la technique utilisée. Plusieurs techniques existent, comme la technique de cryosection qui permet d'atteindre $10\mu m$ alors que l'utilisation d'un ultramicrotome permet une épaisseur de coupe variant de 60 à $100nm$.

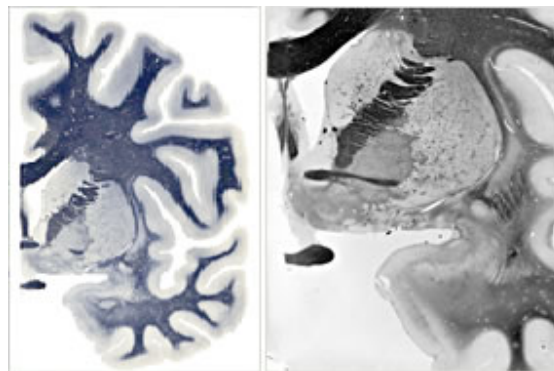


FIGURE 1.10 – Coupes histologiques

Le repérage des fibres sur les coupes peut être amélioré par la réalisation de colorations plus ou moins spécifiques de la substance blanche, ou par l'utilisation de lumière polarisée. Cette technique a été utilisée par Holl *et al.* (2011) pour proposer une méthode de reconstruction des fibres blanches, en faisant l'acquisition des différentes coupes en lumière polarisée. Dans cette technique, la lumière polarisée transmise au travers de la coupe varie

1.5. COMMENT ÉTUDIER LES FIBRES BLANCHES ?

en fonction de l'orientation des fibres de la substance blanche. Cette variation permet de repérer la direction des fibres étudiées. Quelle que soit la technique utilisée, la réalisation de coupes induit une perte de la cohérence du volume 3D du spécimen étudié. Ceci implique des difficultés de reconstruction des fibres.

1.5.2 Étude *in-vivo*

1.5.2.1 Imagerie IRM

Ce n'est que très récemment que les outils d'imagerie par IRM ont vu le jour. De nouvelles perspectives d'études se sont alors progressivement ouvertes pour des travaux sur les fibres blanches *in-vivo*.

Historique La découverte de la résonance des noyaux des atomes soumis à un champ magnétique, la résonance magnétique nucléaire (RMN), a été mise au jour dans les années 1950, par Edward Purcell et Felix Bloch (Prix Nobel en 1952). Mais c'est en 1973, que la première image 2D issue de la technique IRM apparaît. Elle a été réalisée sur un animal par le chimiste américain Paul Lauterbur. Les travaux du physicien britannique Peter Mansfield, ont montré comment les signaux radio de l'IRM peuvent être analysés mathématiquement afin de convertir ces signaux HF en une image 2D. Il a également travaillé sur la technique d'imagerie rapide ou *echo-planar imaging* (EPI), présentée en 1977 et permettant la capture de nombreuses images en un temps relativement court. Enfin, il faut attendre 1980, pour qu'un prototype d'IRM soit présenté au Radiological Society of North America (RSNA). Avec l'avènement de l'imagerie par résonance magnétique (IRM), c'est la possibilité d'acquérir un patient ou un spécimen dans son entier qui apparaît.

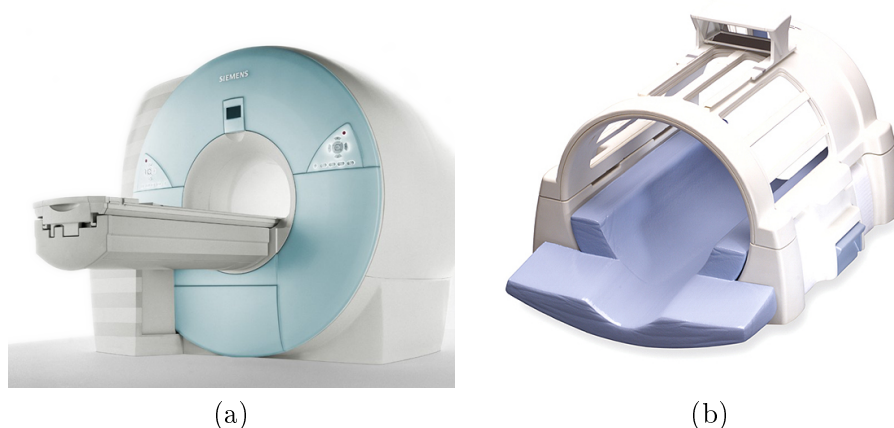


FIGURE 1.11 – IRM verio 3T, SIEMENS HC. (a) et Antenne Signa 3T, GE HC (b)

Une machine IRM est constituée d'un électroaimant supraconducteur offrant un champ magnétique de 1.5 Tesla à 3 Tesla pour un usage clinique chez l'homme. Il existe des

1.5. COMMENT ÉTUDIER LES FIBRES BLANCHES ?

prototypes allant jusqu'à 11.7 T pour de l'imagerie en recherche (NeuroSpin, CEA). Actuellement, ce sont les IRM 3T (Figure 1.11) qui sont les appareils les plus répandus en CHU.

Principe L'électroaimant supraconducteur permet l'établissement d'un champ magnétique B_0 homogène. L'émission d'ondes électromagnétiques à une fréquence dite de Larmor (42Mhz pour l'hydrogène), va positionner les noyaux d'hydrogène du corps du patient ou de la pièce anatomique dans un état de résonance. Le sujet ou spécimen à imager est placé dans une antenne réceptrice HF. Cette émission dure pendant une période T choisie. Lorsque l'émission est stoppée, le retour de ces noyaux d'hydrogène à leur état d'équilibre engendre la formation d'un signal recueilli par une antenne réceptrice. C'est ce signal HF qui est analysé et transformé grâce à l'outil de la transformée inverse de Fourier (Figure 1.12). L'image code les signaux mesurés en niveau de gris. Les différents tissus répondent différemment et engendrent différents contrastes dans l'image résultante.

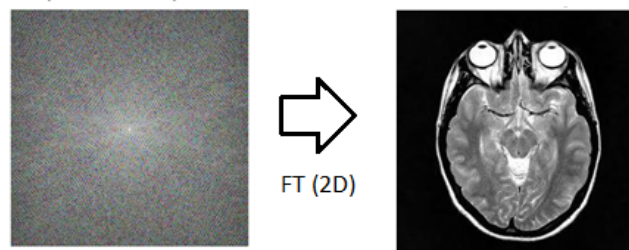


FIGURE 1.12 – Reconstruction des images : transformation de Fourier 2D

Bien que de nombreux progrès aient été réalisés dans la conception et l'élaboration des IRM, des limites physiques contraignent encore fortement l'augmentation de la résolution d'acquisition comme le rapport signal sur bruit, la taille de l'aimant pour obtenir des hauts champs, etc.. Dans l'utilisation clinique, le temps d'acquisition est aussi une contrainte importante.

Il existe de nombreuses modalités d'acquisitions permettant d'imager différentes structures, d'obtenir des images avec fort contraste, avec un temps d'acquisition raisonnable et un bon rapport signal sur bruit. Nous évoquerons l'acquisition IRM pondérée en T1. Ce mode d'acquisition est privilégié pour un diagnostic anatomique.

Si comme dans nos travaux, l'on s'intéresse plus particulièrement aux fibres blanches de la SB, il faut considérer l'acquisition par IRM pondérée en diffusion mettant en jeu des méthodes de reconstruction en tenseur de diffusion (DTI) ou QBall par exemple.

1.5.2.2 IRM de diffusion

La diffusion repose sur le principe du mouvement Brownien, régissant le déplacement des molécules dans un milieu libre. Il existe deux types de diffusion : isotrope, c'est à dire identique dans toutes les directions de l'espace et anisotrope, c'est à dire en privilégiant une direction. Dans le cas d'une diffusion dans des tissus biologiques, il existe des "barrières"

qui peuvent alors guider le déplacement des molécules selon une direction préférentielle ou bien stopper ce déplacement (Cf. figure 1.13). Ces "barrières" à la diffusion des molécules d'eau peuvent être constituées par exemple par des tissus fibreux ou bien des vaisseaux. Dans le cas de l'étude de la SB, l'hypothèse a été faite que les fibres blanches jouaient le rôle de barrières, contraignant ainsi fortement la diffusion de l'eau le long des faisceaux.

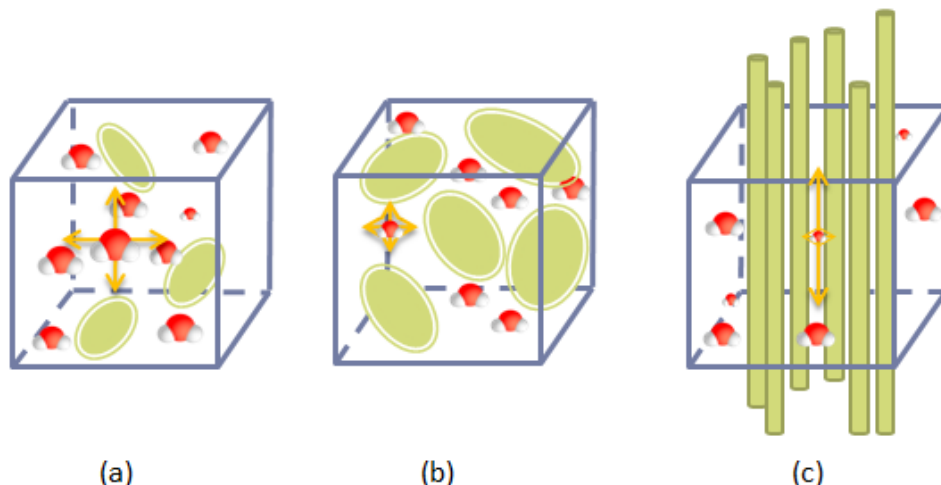


FIGURE 1.13 – Schéma de diffusion : (a) diffusion isotropique élevée, (b) diffusion isotropique faible et (c) diffusion anisotropique

On peut étudier la diffusion dans une direction donnée, une carte de fraction d'anisotropie (FA) étant produite pour chaque direction (Figure 1.14(a)). En combinant des mesures dans au moins six directions, il est alors possible de calculer la direction préférentielle de diffusion pour chaque voxel. L'encodage RGB de cette direction préférentielle produit des cartes de FA directionnelles (Figure 1.14(b)).

Enfin, cette méthode est à la base de la tractographie qui vise à évaluer des chemins de diffusion préférentielle au sein de la substance blanche, cette diffusion préférentielle étant supposée se faire le long des faisceaux de SB.

Cette technique permet un calcul d'une direction préférentielle en chaque point de la matrice 3D d'échantillonnage de l'espace de mesure (voxel). Ainsi, le suivi des faisceaux de fibres devient possible. Cette technique, nommée tractographie, vise à reconstruire les faisceaux de fibres à partir de ce champ vectoriel ainsi construit. Pour cela, elle fait intervenir des algorithmes qui vont décider de l'appartenance d'un voxel à une fibre. Ces algorithmes sont dit algorithmes de tractographie.

1.5.2.3 Algorithmes de tractographie

Ces algorithmes sont soit déterministes comme le *Tensor Deflection (TD)* Lazar *et al.* (2003), le *Tensor Lines (TL)* Weinstein *et al.* (1999) ou le *Streamline (STT)* Basser *et al.* (2000) soit probabilistes (SA) Hagmann *et al.* (2003). Lorsque les algorithmes déterministes vont livrer une reconstruction sous forme d'étiquetage d'une liste de voxels, les algorithmes

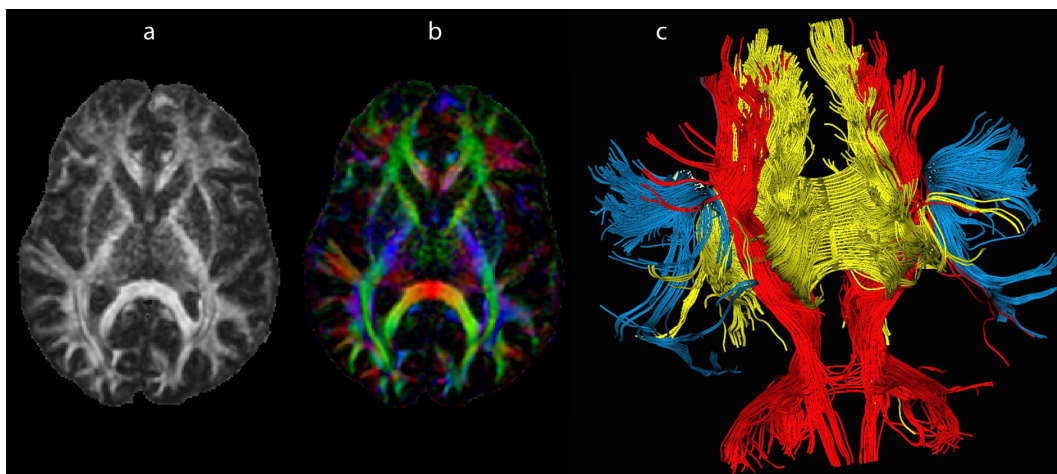


FIGURE 1.14 – Tractographie : (a) carte de fraction d'anisotropie (FA), (b) carte FA colorée RGB, (c) faisceaux reconstruits par tractographie . Les fibres détectées par les algorithmes de tractographie sont représentées ici par des segments de tubes - Laboratoire d'Anatomie et Département de Neuroradiologie, Tours

probabilistes recherchent quant à eux à affecter à chaque voxel une probabilité d'appartenance à tel ou tel faisceau.

Pour fournir une reconstruction d'un faisceau (Figure 1.14c) les algorithmes de tractographie nécessitent la définition d'une ou plusieurs "zones de passage" des fibres, des régions d'intérêt (ROI) sont donc à définir par l'expert. Ces ROIs sont définies manuellement par la connaissance de l'expert sur la base de sa connaissance de points de passage "remarquables", ou via des atlas (TRACULA Yendiki *et al.* (2011)). Ces zones sont des contraintes auxquelles le faisceau détecté devra se conformer, c'est à dire soit y appartenir soit en être exclu strictement.

Cependant ces algorithmes sont confrontés à des problèmes dus à la relative faible résolution des images (taille du voxel $> 8mm^3$). Comment résoudre la problématique du croisement de fibres au sein même d'un voxel ? Comment décider d'arrêter de suivre une fibre ou d'en démarrer une autre ? Toutes ces limitations sont encore l'objet de travaux de recherche actuels.

Enfin, c'est avec l'utilisation conjointe de l'IRM fonctionnelle (IRMf) qu'en résulte les avancées majeures en terme de corrélation de l'anatomie et des fonctions. L'IRMf s'attache à cartographier au cours du temps les activités des zones cérébrales, pour mettre en évidence des réseaux d'activation. En effet, le signal mesuré dans plusieurs aires corticales d'un même réseau covarie lors de l'exécution de "tâches" spécifiques (mouvement, parole, vision, toucher...) mais également au repos. C'est donc le couplage de ces informations de connectivité fonctionnelle avec celles de connectivité structurelle, qui permet une meilleure connaissance de la circulation de l'information entre les différentes aires corticales.

1.5.3 Validation des résultats de tractographie

Du fait de la complexité des phénomènes mis en jeu et du caractère indirect des informations obtenues, la technique de tractographie nécessite bien évidemment d'être rigoureusement validée avant une utilisation clinique, ce qui n'est pas encore le cas.

C'est pourquoi nous trouvons dans la littérature quelques travaux qui tentent de valider les résultats de tractographie *in-vivo* par l'utilisation de techniques ex-vivo. En effet, afin d'améliorer la visualisation des fibres, le marquage rétrograde qui consiste à injecter un traceur dans la cortex cérébral a pu être mis en place. Ce traceur migre le long des axones, rendant possible la localisation de chaque fibre. Cette technique a donc une excellente résolution spatiale, mais n'est utilisable que chez l'animal pour des raisons éthiques évidentes (sacrifice nécessaire) et souffre des mêmes limitations que l'histologie c'est à dire de la perte de la cohérence 3D du spécimen. Dauguet a présenté des résultats de comparaison directe entre résultats DTI et reconstruction à partir de données ex-vivo (Dauguet *et al.* (2006), Dauguet *et al.* (2007)).

Dans une toute autre approche post-mortem, Kier *et al.* (2004) a proposé une méthode de validation basée sur une dissection progressive, impliquant une acquisition IRM avant et après la mise au jour d'un faisceau. Cette méthode a pour inconvénient majeur de nécessiter de nombreuses acquisitions. Un autre inconvénient réside dans la segmentation post dissection effectuée sur l'image IRM du spécimen, sans les informations visuelles réelles, telles qu'observées dans l'espace de dissection.

Les contributions du projet Fibratlas s'inscrivent dans ce contexte, avec encore une autre approche qui vise à établir la "vérité terrain" par la dissection des faisceaux, l'acquisition répétée de portions de faisceaux, puis leur reconstruction 3D pour une comparaison directe avec des résultats issus de tractographie. En effet, les faisceaux de fibres "vérités terrains" obtenus seront comparés aux faisceaux proposés par les principaux algorithmes utilisés actuellement.

1.6 Conclusion

Dans ce chapitre introductif à l'anatomie cérébrale humaine, nous avons introduit les notions de base en insistant sur la substance blanche, sa situation au sein des hémisphères ainsi que sa composition. La connaissance de la SB n'est aujourd'hui pas encore complètement établie. En effet, seuls les principaux faisceaux sont décrits précisément. Nous avons également abordé son étude par des techniques in-vivo et ex-vivo. L'IRM de diffusion, qui fournit actuellement des reconstructions de faisceaux grâce aux algorithmes de tractographie, souffre d'absence de validation sur l'homme. Ces travaux de thèse apportent une méthode pouvant être appliquée à cette validation.

Partie II : État de l'art

Chapitre 2

Acquisition 3D de données médicales

Sommaire

2.1	Introduction	54
2.2	Acquisition Volumique	54
2.2.1	Données 3D produites	54
2.2.2	La microscopie confocale	55
2.2.3	L'échographie 3D	56
2.2.4	Tomodensitométrie ou Scanner X ou X-Ray CT scanner	57
2.2.5	Scanner TEP ou <i>PET scan</i>	58
2.2.6	L'IRM	60
2.3	Acquisition Surfactive	60
2.3.1	Données 3D produites	61
2.3.2	Scanner 3D	62
2.4	Validation d'acquisition volumique anatomiques	67
2.5	Conclusion	68

Résumé

Nos travaux nécessitent la mise en place d'acquisitions volumiques (spécimens ex vivo) et surfaciques pour aboutir à des modélisations 3D d'étapes de dissection. Nous introduisons dans ce chapitre les technologies d'acquisition 3D volumique et surfactive existantes. Nous nous intéressons plus particulièrement aux dispositifs d'acquisition utilisés dans le milieu médical, mais en élargissant le spectre aux dispositifs d'acquisition jusqu'à maintenant principalement utilisés dans l'industrie. Nous y présentons les différents types de matériels d'acquisition en 3 dimensions. La section 2.2 concerne les moyens d'acquisition volumique alors que la section 2.3 se concentre sur les dispositifs d'acquisition surfactive utilisés dans le domaine biomédical.

2.1 Introduction

Depuis quelques années l'intérêt pour les praticiens d'acquérir des données d'un patient ou d'un spécimen d'étude est croissant. En effet, la disponibilité et les performances des équipements en CHU étant accrues, les possibilités ouvertes par l'acquisition de données médicales décuplent à la fois les travaux d'investigation clinique ainsi que ceux orientés recherche. Pour être considérés et apporter un gain, les appareils capables d'acquisition 3D se doivent d'être de haute précision, avec un temps d'acquisition court et capable d'acquérir de grands volumes de données, dans des conditions de sécurité acceptables pour les patients.

De nombreuses solutions d'acquisition 3D volumiques et surfaciques sont aujourd'hui disponibles. Ces systèmes d'acquisition doivent prendre en compte plusieurs contraintes depuis la précision d'acquisition, la vitesse de travail, l'espace de travail jusqu'à la fiabilité nécessaire. L'objectif ainsi que les contraintes spécifiques au domaine d'application de l'acquisition guident le choix d'un type de matériel. En effet, dans nos travaux, nous aurons besoin d'obtenir une représentation en volume de nos spécimens ainsi que des acquisitions 3D de surfaces. Nous présentons ici les deux types d'acquisition : l'acquisition volumique et l'acquisition surfacique, ainsi que les différentes technologies à notre disposition.

2.2 Acquisition Volumique

Considérons tout d'abord l'acquisition volumique, un mode généralement privilégié pour une acquisition *in-vivo*, mais qui peut également être impliqué dans une étude anatomique de spécimen. Ce sont les scanners X, IRM, et échographe qui permettent l'obtention de tels types de données. Au sein même de ces appareils dit imageurs volumiques, nous trouvons des modalités d'acquisition très variées comme les rayons X, la Résonance Magnétique, ainsi que les ultrasons. La technologie doit être adaptée aux données visées et particulièrement leur taille, densité ou volume. Ces éléments sont donc décisifs lors du choix du dispositif.

2.2.1 Données 3D produites

Les données issues d'imageurs volumiques sont fournies sous forme d'une pile d'images 2D, que l'on nomme généralement "coupe". Chaque image représente effectivement une tranche du patient ou du spécimen acquis. C'est l'empilement de ces images 2D qui forme l'image 3D ou volume. Dans ce volume, trois plans de coupe alignés sur les axes sont définis. Dans le milieu médical, ces trois plans de coupes sont identifiés relativement à l'anatomie ainsi :

- Axial,
- Sagittal,
- Coronal

L'élément constituant du volume est appelé voxel. Un voxel peut être défini ainsi :

- (x_i, y_j, z_k) avec $i \in [1..N_x]$, $j \in [1..N_y]$, $k \in [1..N_z]$

avec $N_x \times N_y$ la résolution d'acquisition des images 2D et N_z le nombre de coupes. Un voxel peut être cubique ou non selon les résolutions d'acquisition en \vec{x} , \vec{y} et \vec{z} . Les images

2.2. ACQUISITION VOLUMIQUE

volumiques sont stockées dans des fichiers aux formats spécifiques. Il existe de nombreux formats d'images 3D, développés par des chercheurs ou industriels pour répondre à des besoins spécifiques. Nous devons aussi cette multitude à l'adoption tardive de standards. Parmi ces standards d'images 3D, nous trouvons les formats Analyze, Nifti et DICOM. Les deux premiers cités sont principalement utilisés en recherche, alors que la norme DICOM est le format standard de stockage et d'échange au sein du système d'information clinique. Bien que les formats soient différents, nous retrouvons toujours deux types d'informations : les méta données et les données (voxels). Les méta données rassemblent des informations relatives à la taille des données (résolution, nombre de coupes, taille des voxels) mais également au format binaire de stockage (entier court ou long, flottant, etc.). Nous retrouvons dans ces méta données des informations relatives à l'acquisition (identification de l'imageur, du patient, etc.).

2.2.2 La microscopie confocale

2.2.2.1 Principe

Cette technique est basée sur l'élimination des signaux de fluorescence provenant des régions situées en dehors du plan focal, permettant d'acquérir l'intérieur des cellules. L'observation de signaux fluorescents nécessite quatre éléments :

1. une source de lumière pour l'excitation,
2. un fluorophore,
3. des filtres pour séparer les photons d'émission des photons d'excitation,
4. un détecteur qui enregistre l'émission de photon et transforme ce signal lumineux en signal électrique ou en image photographique.

La lumière d'excitation est délivrée par un laser et la détection est assurée soit par une caméra CCD haute sensibilité soit par des photomultiplicateurs. Une image volumique est produite en sortie. L'image volumique acquise est en fait une succession de coupes "optiques" d'une épaisseur d'environ $0.4\mu m$, avec une résolution en X-Y de $0.16\mu m$. Les coupes peuvent être obtenues à différentes hauteurs dans l'épaisseur du spécimen étudié.

2.2.2.2 Evolutions

Décrite pour la première fois par Minsky en 1957, la technique d'imagerie confocale de fluorescence représente une avancée technologique importante puisqu'elle permet d'obtenir des images 3D d'objets microscopiques haute résolution. Depuis le modèle d'étude de Minsky qui utilisait une lumière d'excitation diffuse générée par une lampe, deux évolutions majeures ont permis l'essor de la technique et contribué à l'obtention d'images haute résolution. La première réside dans l'utilisation d'un laser comme source d'excitation qui constitue une source de lumière facilement focalisable. La lumière laser est utilisée pour ses bonnes propriétés de cohérence, d'unidirectionnalité et de constitution (longueurs d'ondes parfaitement identifiées). La seconde évolution concerne l'utilisation d'objectifs possédant une grande ouverture numérique et assurant une focalisation de la source lumineuse en un point de petite taille.

2.2. ACQUISITION VOLUMIQUE

Il existe aujourd'hui deux types de systèmes confocaux :

- Le système confocal simple photon
- Le système confocal multi photons

Le système multi photons utilise des lumières d'excitation dans le domaine de l'infrarouge. Dans ce cas, seul le point de focalisation du faisceau laser est excitateur. Ce système est considéré comme une évolution technologique importante puisque l'utilisation d'une lumière d'excitation à une longueur d'onde élevée ($>900\text{nm}$) assure une plus grande pénétration à l'intérieur de l'échantillon c'est à dire jusqu'à $500\mu\text{m}$ au lieu de $150\mu\text{m}$. Il permet d'imager des échantillons plus épais.

2.2.2.3 Application

Son domaine d'application est principalement la biologie cellulaire. La figure 2.1 présente une visualisation d'image issue de microscope confocal.

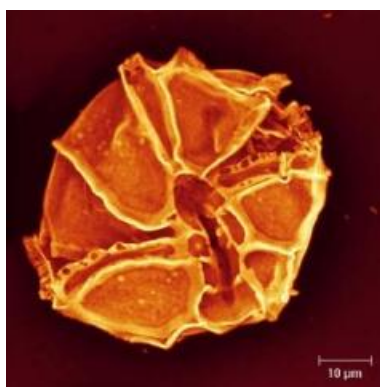


FIGURE 2.1 – Organisme microbiologique présent dans des sédiments datant du milieu du jurassique : *Willeidinium baiocassinum* d'après (Feist-Burkhardt, 1995)

2.2.3 L'échographie 3D

La propagation des ultrasons ($20\text{KHz} \leq f \leq 1\text{GHz}$) a été étudiée dès 1915 faisant émerger la technologie Sound Navigation Ranging (SONAR). L'échographie classique puis l'échographie 3D reposent sur la théorie de déplacement des ondes acoustiques, et plus particulièrement sur leurs interactions avec la matière (atténuation, pouvoir de pénétration).

2.2.3.1 Principe

Un équipement échographique est constitué d'une sonde mobile et d'une unité de visualisation et traitement. La sonde (Cf. Figure 2.2) produit un faisceau d'ultra-sons focalisés et dirigés dans une direction. Selon les interfaces traversées le front d'ondes est réfléchi avec plus ou moins d'atténuation. Le temps de réponse donne une information sur la profondeur du tissu produisant la réflexion. Plusieurs lignes de tirs sont nécessaire pour constituer une

2.2. ACQUISITION VOLUMIQUE

image 2D. Plusieurs images 2D peuvent être acquises avec des têtes à balayage en translation ou en rotation.

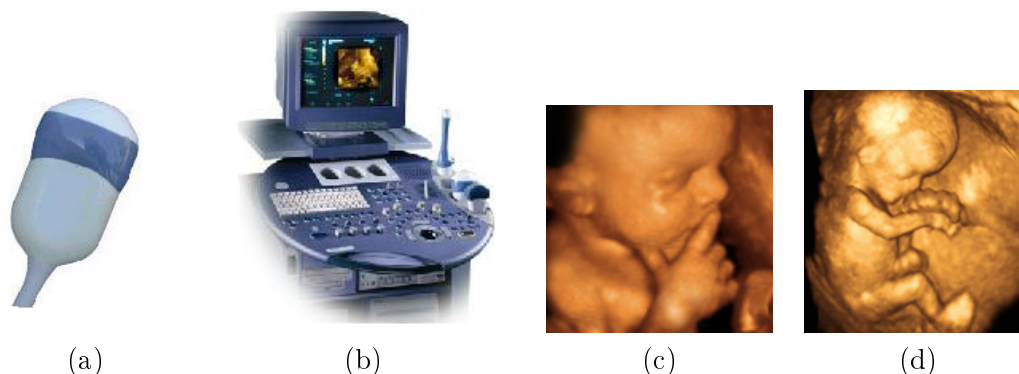


FIGURE 2.2 – Un système d’acquisition échographique : (a) la sonde, (b) l’unité de traitement et visualisation (GE), (c) et (d) des rendus volumiques d’acquisitions échographiques.

L’échographie est une technique d’imagerie 3D peu onéreuse, sans effets ni atteintes spécifiques sur les patients. Elle offre également une souplesse d’utilisation intéressante dans l’usage clinique.

2.2.3.2 Applications

Renommée pour son utilisation en obstétrique pour la vérification du bon développement anatomique du fœtus, l’échographie est également utilisée dans l’examen du cœur, notamment pour l’inspection des ventricules et valves. L’échographie 3D est aussi un moyen d’investigation en dermatologie, notamment dans l’étude de lésions ou tumeurs sous cutanées.

2.2.4 Tomodensitométrie ou Scanner X ou X-Ray CT scanner

2.2.4.1 Historique

Le principe du scanner X repose sur les découvertes des rayons X par Wihlem Röntgen en 1895. Les seules images alors disponibles renseignaient sur l’atténuation du faisceau de rayons X par l’objet imagé. Le clinicien n’avait à sa disposition que quelques projections (incidences) sur lesquelles l’information d’atténuation de l’ensemble des tissus traversés était sommée. Le clinicien devait alors reconstruire la géométrie 3D de l’objet et imaginer laquelle des structures traversées était responsable d’une modification d’atténuation du faisceau. Mais ce n’est qu’après de nombreuses années de recherche, que deux radiologues britanniques Allan Mc Cornack et Godfrey N. Hounsfield proposent le premier scanner X, en 1972. Le scanner X est un des premiers dispositifs d’acquisition fournissant des données numérique en sortie. Cette information numérique était pour la première fois un empilement de coupes 2D. La résolution des images était faible (80x80) avec un espace inter-coupes de 13 mm.

2.2.4.2 Principe

Les scanners X ou *CT scanners* pour *Computerized Tomography* utilisent des rayons X émis par un tube qui seront alors atténués lors de la traversée de l'objet ou patient à imager, pour être détectés par des capteurs (Détecteurs) qui transforment les variations d'intensité reçues en courant électrique. Le système tube-détecteurs acquiert une ligne, puis par rotations une coupe 2D. Ensuite le système effectue des translations afin d'obtenir le volume 3D complet. La figure 2.3(b) propose un schéma du scanner.

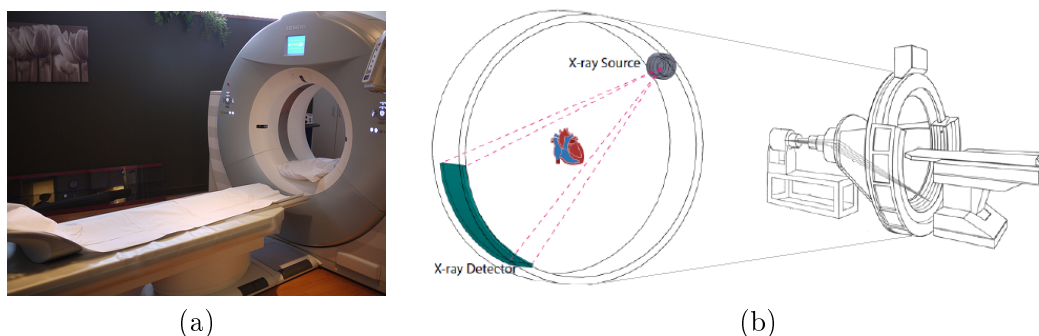


FIGURE 2.3 – Un scanner X actuel (Siemens Healthcare) (a), Schéma de principe de la technologie du scanner X - tiré de Kalender (2000)

Les scanners X actuels (Cf. Figure 2.3(a)) ont une très bonne résolution spatiale ($\approx 0,3mm$ en 512×512). Une telle résolution permet d'identifier précisément et de manière quasi-certaine de petites structures anatomiques.

2.2.4.3 Applications

Le scanner X est utilisé en clinique dans l'exploration des organes non visibles sur des radiographies conventionnelles parce qu'ils sont contenus dans une enceinte osseuse (cerveau) et/ou qu'ils n'entraînent pas d'atténuation suffisante des rayons X pour les distinguer des structures voisines (contenu du tronc par exemple). Cette technique apporte par ailleurs des renseignements précieux sur les rapports anatomiques des lésions détectées par rapport aux organes de voisinage. Le scanner X est largement utilisé en raison de son coût de mise en œuvre relativement bas, de la courte durée des examens, et ce malgré une irradiation des patients.

2.2.5 Scanner TEP ou *PET scan*

Dans les années 90, le développement de la médecine nucléaire fait un bond en avant, avec notamment la mise au point de la scintigraphie et de la tomographie par émission de positrons (TEP). Un tel dispositif n'a pas pour but d'imager la structure d'un organe, mais plutôt de renseigner une fonction par la mise en évidence du déplacements des cellules.

Les techniques de médecine nucléaire n'utilisent pas l'imagerie par transmission (atténuation) mais par émission. Le principe est d'injecter un traceur radioactif, assez spécifique

2.2. ACQUISITION VOLUMIQUE

d'un organe, d'une pathologie ou d'un processus métabolique. Une fois ce traceur fixé sur sa cible, on détecte les rayonnements qu'il émet, ce qui permet de reconstruire des images. Comme pour l'imagerie en rayons X plusieurs techniques sont possibles :

- la scintigraphie acquiert un petit nombre de projections grâce à une caméra adaptée aux rayonnements utilisés. On obtient alors une image sur laquelle les organes se superposent,
- les techniques tomographiques acquièrent des projections multiples et reconstruisent le volume imagé à partir de celles-ci. La tomographie par émission mono-photonique (TEMP ou SPECT) utilise des traceurs qui émettent un photon gamma lors de leur désintégration. La tomographie par émission bi-photonique (TEP ou PET) utilise un traceur libérant des positrons.

2.2.5.1 Principe du TEP

Le PET Scanner repose sur l'injection d'un traceur radioactif spécifique. Ce traceur est choisi en fonction des structures à observer en venant s'y fixer. Les isotopes utilisés ne sont radioactifs que quelques minutes. C'est justement lors de leur désintégration radioactive qu'ils émettent un positron¹. C'est lors de la rencontre entre un électron et le positron qu'intervient une puissante réaction (511keV) formant deux photons projetés avec énergie dans deux directions opposées.

En effet, ce type de dispositif permet de détecter l'impact des deux photons résultants de la réaction sur des capteurs répartis autour de la zone de mesure. Avec les deux points d'impact, il est ensuite trivial d'en déduire le point source de la réaction. Le signal mesuré étant proportionnel au nombre de réactions : plus il y aura de réactions en une zone, plus elle sera "lumineuse" sur l'image de sortie. Ce qui est donc mesuré de manière indirecte ici n'est autre que le métabolisme des cellules (Cf. Figure 2.4)

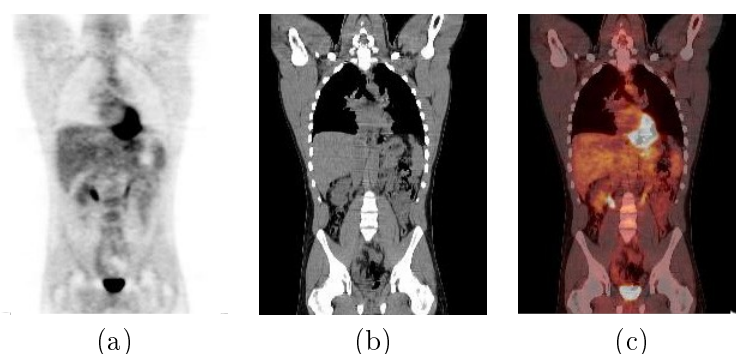


FIGURE 2.4 – L'image issue du scanner TEP (a) est généralement recalée sur une image anatomique, ici une image issue de scanner X (b) pour être enfin visualisée grâce à une échelle de couleur. La fusion des deux modalités (c) permet au praticien de corréliser l'anatomie aux zones réactives au traceur injecté.

1. positron : anti-particule de l'électron

2.2.5.2 Applications

Ce type de système est principalement utilisé en cancérologie, pour caractériser la localisation des cancers. En effet, les cellules cancéreuses consommant plus de glucose que les cellules normales, leur présence est directement caractérisée par un tel procédé.

2.2.6 L'IRM

L'IRM est un autre dispositif capable d'imager en volumique un objet ou patient. Le principe de l'IRM a été détaillé dans le chapitre 1, section 1.5.2.1.

2.2.6.1 Applications

L'IRM est une technique qui permet d'obtenir des images volumiques anatomiques (T1, T2), mais également des mesures d'activation (IRM fonctionnelle - IRM-f) ou bien des mesures de directions de diffusion (IRM-d). L'image IRM pondérée en T1 permet la visualisation avec un très bon contraste de masses graisseuses hydratées. Elle est utilisée en clinique principalement pour :

- le cerveau : diagnostic des maladies dégénératives, inflammatoires, vasculaires infectieuses ou tumorales)
- les muscles et tendons,
- les vaisseaux : recherche de malformations ou d'anomalies de la paroi vasculaire (athérome, anévrismes).

Les données d'IRM-f permettent d'apporter une information sur les zones du cortex activées lors de l'exécution d'une tâche par le patient.

Enfin la technique de diffusion est impliquée dans la détection de fibres blanches cérébrales (Cf Chapitre 1).

2.3 Acquisition Surfactive

D'autres types de dispositifs permettent une acquisition surfactive, c'est à dire des nuages de points 3D formant des objets non fermés. Ces appareils sont habituellement utilisés dans le monde industriel. Leur champ d'application couvre des problématiques de contrôle qualité (non destructif) ainsi que de rétro-conception. Ces dispositifs d'acquisition font intervenir des technologies de projection de franges, lumière structurée, laser... La précision de tels systèmes varie de $10\mu m$ à quelques mm , selon l'échelle de la scène à acquérir. Dans le domaine médical, l'acquisition surfactive n'est pas utilisée en clinique, mais commence à l'être dans des projets de recherche. Dans la littérature, nous retrouvons son utilisation dans des études dans les domaines de la chirurgie reconstructrice, de l'orthopédie, de l'orthodontie et de l'anatomie. Les travaux de Laszlo *et al.* (2007) proposent des comparaisons de mesures de volume de seins avant et après une opération de chirurgie reconstructrice. Wolski *et al.* (2009) a quant à lui travaillé sur la comparaison de résultats de reconstruction de lèvres. En effet, ces dispositifs d'acquisition sont dits non-invasifs et sont instantanés ou quasi-instantanés. Ces critères sont intéressants dans le cadre clinique.

2.3. ACQUISITION SURFACIQUE

Parmi ces applications, l'on trouve également des travaux sur la morphologie crano-faciale Robin *et al.* (2002) Roger *et al.* (2010). Ces études morphométriques cherchent à comparer les formes et volumes de crânes pour obtenir des données quantitatives sur une population.

Dans les sections suivantes, nous allons nous intéresser dans un premier temps à la description des données issues d'acquisition surfaciques, puis nous détaillerons ensuite les différentes techniques existantes, leur principe, leurs avantages et inconvénients. Pour chaque technique, nous illustrerons nos propos avec des dispositifs du marché.

2.3.1 Données 3D produites

2.3.1.1 Description

Les données 3D issues d'appareils de mesure surfaciques sont volumineuses à cause de la haute fréquence d'acquisition de points par ces dispositifs. Les différents scanners 3D produisent des données brutes sous forme de nuages de points. Ces données brutes peuvent être structurées ou non structurées selon les méthodes d'acquisition. Pour effectuer la numérisation complète d'un objet ou d'un spécimen anatomique, il est nécessaire d'effectuer plusieurs clichés ou balayages selon la technique utilisée. Chaque cliché ou balayage correspondant à une reconstruction du sujet selon un angle de vue donné. C'est bien la combinaison des différents points de vue qui permet d'obtenir plusieurs nuages du même objet. Ces nuages doivent être recalés entre eux pour obtenir un nuage global représentant l'objet dans son entier. Ces recalages sont généralement effectués grâce à des méthodes issues de l'Iterative Closest Point (ICP) Besl et McKay (1992). Cependant, on observe que le nuage résultat comprend des zones de recouvrement (multiples passes), c'est pourquoi le nombre final de points en sortie de ces dispositifs est important. Il est alors bien souvent nécessaire d'opérer un filtrage.

2.3.1.2 Filtrage

Le volume de données produit implique une phase de filtrage par élimination du bruit, le bruit étant ici constitué des points trop proches ou aberrants. Le filtrage appliqué au niveau des données brutes permet donc de supprimer l'information redondante constituée par une densité importante de points due aux multiples passages, aux zones de recouvrements entre acquisitions. Des outils de filtrage issus du traitement du signal permettent ce processus. Ce filtrage peut alors s'exercer sur les données brutes, c'est à dire les points 3D issus des acquisitions, ou bien sur la triangulation construite sur ces points. Cependant agir au niveau du nuage de points est plus judicieux car cela permet également de réduire la complexité de l'opération suivante, la triangulation.

2.3.1.3 Opérations géométriques

Triangulation Bien qu'une exploitation directe des nuages de points soit possible, selon l'application il peut être nécessaire de construire une triangulation de ces points en vue d'obtenir un réseau de triangles (*triangle mesh*). Nous n'entrerons pas ici dans le détail des méthodes existantes mais il faut garder à l'esprit que la construction de cette triangulation

2.3. ACQUISITION SURFACIQUE

est un processus complexe et donc coûteux en temps de calcul. Afin de construire la surface triangulée, il est nécessaire de différencier "l'intérieur" de "l'extérieur" de la surface 3D désirée. Cette information est acquise avec le nuage de points, c'est l'information de "normale". Les normales ne sont autres que les vecteurs normaux à la surface en chaque point. Lors de la construction de la triangulation il sera aussi nécessaire d'interpoler ces normales en chaque face (triangle) à partir de ses sommets, pour obtenir une normale par face. Ces informations de normales contribueront par la suite au calcul d'éclairage pour l'affichage de ces surfaces. Pour résoudre ces problèmes, de nombreuses méthodes de géométrie algorithmique existent dans la littérature, mais nous ne traiterons pas cet aspect dans nos travaux. Il est à noter que la plupart du temps ce processus reste pourtant manuel car très dépendant de la topologie des données impliquées.

Simplification Les triangulations générées sont encore souvent trop volumineuses pour être exploitées. Une étape de simplification des surfaces est parfois nécessaire. Les algorithmes de simplification de triangulations cherchent à optimiser le nombre de triangles tout en conservant la forme des surfaces acquises. Ils doivent prendre en compte de nombreux paramètres tels que les informations de courbure et la surface minimale d'un triangle.

2.3.2 Scanner 3D

Il existe deux grandes classes de scanners 3D, les scanners actifs et les scanners passifs.

Les scanners actifs fonctionnent sur le principe suivant : le dispositif projette depuis un point A d'un motif connu sur la surface de l'objet à numériser puis acquiert l'image déformée du motif vu depuis un autre point B. Cette déformation permettra d'en déduire la géométrie de la portion de surface située sous le motif dans un espace 3D. La projection est le plus souvent une forme géométrique simple, une ligne pour la technologie laser, ou des bandes rectilignes pour la technologie utilisant la lumière structurée.

Les scanners passifs n'émettent pas de rayonnements spécifiques et travaillent sur une ou plusieurs vues de la scène à numériser. Cette vue peut être acquise en lumière blanche ou en infra-rouge.

Enfin, selon la résolution désirée et la topologie de l'objet d'étude ces dispositifs peuvent produire un volume de données important. Le temps de capture peut également être une contrainte si le spécimen cible est vivant.

Nous présentons dans les sections suivantes les différentes technologies disponibles pouvant équiper les scanners 3D du marché.

2.3.2.1 Stéréo et multiscopie

Méthode Le but de cette méthode est de permettre la reconstruction 3D d'objets à partir de deux ou plusieurs vues différentes, mais contenant des points communs pour permettre l'établissement de correspondances entre ces points. La stéréoscopie conventionnelle estime une carte de profondeur à partir d'au moins deux images acquises de points de

2.3. ACQUISITION SURFACIQUE

vues différents. Lorsque plus de deux images sont acquises, on parle d'un problème stéréo multi-vues (*multiple-view stereo*). Nous n'explicitons ici uniquement la stéréo à deux vues, la multi-vue étant une généralisation. Plusieurs étapes sont nécessaires : l'établissement de la géométrie épipolaire qui vise à réduire la complexité de la seconde étape, le calcul de mise en correspondance dense. Enfin, la reconstruction 3D n'est possible que lorsque l'on dispose des données de calibration des caméras utilisées.

Pour estimer la géométrie épipolaire, il est nécessaire de rechercher des points-clés (*key points*, *feature points*) dans les deux images pour un appariement. Un point est considéré comme clé s'il se distingue de son voisinage par une propriété tel qu'un fort contraste d'intensité ou de couleurs. Parmi ces quelques points clés, une mise en correspondance est établie. Avec au moins sept mises en correspondances établies, il est possible d'estimer la géométrie épipolaire (Cf. Figure 2.5).

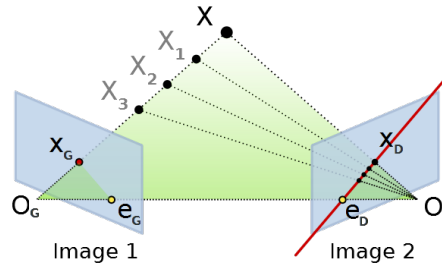


FIGURE 2.5 – La recherche du point X_D correspondant au point X_G dans la caméra gauche est contrainte par la ligne épipolaire (en rouge) dans la caméra droite. Les points X_1, X_2, \dots, X_n le long de la droite épipolaire sont les projections de X_G avec différentes profondeurs.

Les algorithmes d'estimation de géométrie épipolaire permettent de travailler avec des caméras calibrées Longuet-Higgins (1981) ou non calibrées Faugeras (1993). La calibration consiste en l'estimation des paramètres intrinsèques (focale, centre optique, ...) et extrinsèques (position et orientation de la caméra) à partir d'objets connus.

Enfin, la phase de mise en correspondance dense est maintenant possible avec une complexité moindre, puisque la contrainte épipolaire assure de trouver les pixels correspondants sur la même ligne entre les deux images. En pratique, une fenêtre de travail est établie pour obtenir des résultats satisfaisants. La distance séparant les deux pixels appariés est appelée disparité.

La disparité étant inversement proportionnelle à la profondeur du point considéré, il est possible d'obtenir la position réelle en unité de calibration, dans le repère caméra. Il est alors question de reconstruction dite euclidienne Hartley et Zisserman (2003).

Avantages et inconvénients Malgré des travaux entrepris pour optimiser la complexité et la qualité des résultats de cette méthode d'acquisition, le processus de mise en correspondance au cœur de la méthode, est un problème difficile et surtout ambigu dû aux problèmes d'éclairage, d'occlusion (une zone de l'objet à modéliser ne serait pas visible sur plus d'un cliché). Enfin, l'espace discret de l'image n'autorise qu'une disparité entière.

2.3.2.2 Stéréo photométrie

Cette technique utilise différentes configurations de système d'éclairage (Cf. Figure 2.6(a)) afin de déduire le relief du spécimen d'étude, en prenant en compte le degré de réflexion de chaque partie du spécimen suivant une configuration d'éclairage donnée (Basri, Jacobs et Kemelmacher 2006) (Wu 2002).

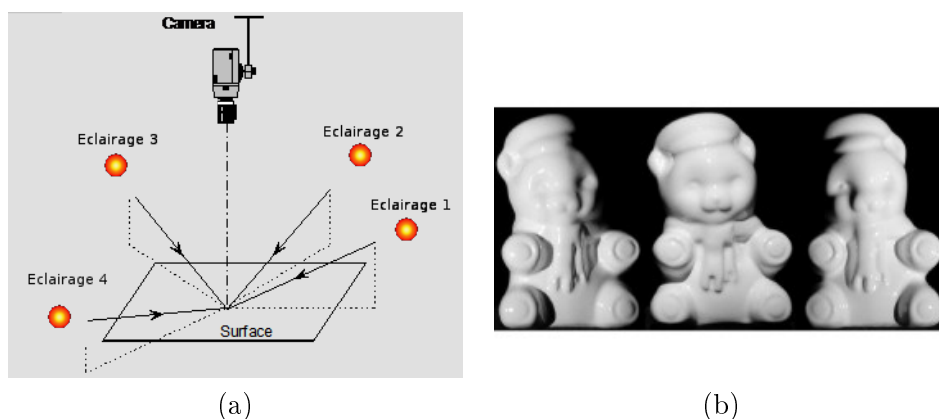


FIGURE 2.6 – (a) Schéma d'une acquisition par photogrammétrie, (b) Exemple d'images capturées avec différentes configurations d'éclairage.

Chaque image est prise en utilisant une seule source de lumière (Cf. Figure 2.6(b)). De chaque image est construite une carte de réflexion lumineuse. En utilisant les propriétés de la loi de Lambert, il est alors possible de modéliser la surface d'étude dans un espace 3D (Wu 2002).

2.3.2.3 Laser

Le scanner 3D à technologie laser est un dispositif très répandu dans l'industrie. Cette section détaille le principe de fonctionnement du scanner laser puis ses avantages et inconvénients.

Méthode Cette méthode consiste à utiliser un faisceau issu d'une source laser qui balaye un espace 2D (segment) et dont les déformations sont captées par un CCD, par le biais de lentilles de collection (Cf. Figure 2.7). La géométrie du système étant connue, c'est à dire les angles de projection et de collection par rapport à une base de triangulation, il est alors possible de déterminer les positions 3D des points balayés. Un nuage de points 3D peut alors être fourni en sortie des périphériques.

Avantages et inconvénients Un tel système possède l'avantage de permettre une capture du relief très précise ($10 - 20\mu m$). Cette technologie supporte une miniaturisation qui lui permet d'être intégré sur un bras support, offrant 7 degrés de liberté. Les limites de ces systèmes sont liées aux contraintes des dispositifs optiques. Les mesures peuvent être impactées par l'éclairage, l'ombrage et les propriétés de réfraction du matériau cible. Les variations de couleur sur la surface de l'objet peuvent modifier le résultat de reconstruction.

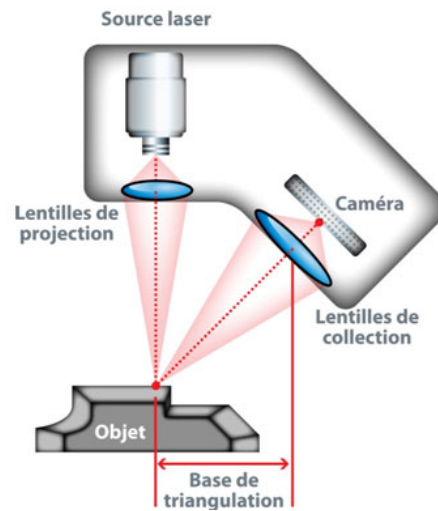


FIGURE 2.7 – Schéma de principe du scanner laser - <http://www.innovmetric.com>

Dispositifs du marché Il existe plusieurs modèles de scanner laser, nous présentons ici quelques modèles répandus dans l'industrie.

- (1) Scanner 3D Leica HDS3000 (Figure 2.8a)
- (2) Scanner 3D FaroArm v2 (Figure 2.8b)

Le dispositif (1) est monté sur un trépied fixe, alors que le dispositif (2) est installé sur un bras à 7 degrés de liberté (7-DOF). C'est en fonction des contraintes liées au type de données à scanner que l'on effectue le choix du support.

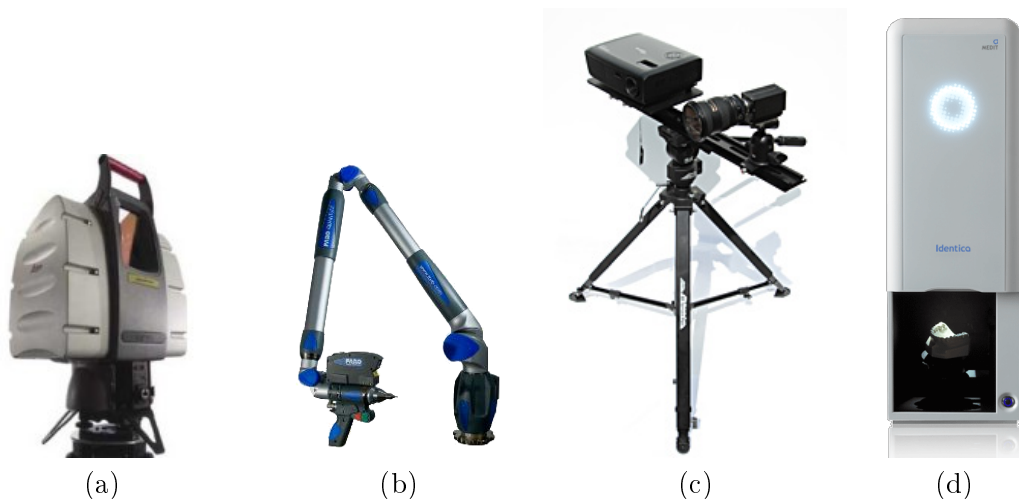


FIGURE 2.8 – Technologie Laser : HDS3000, Leica Geosystems AG (a), FaroArm, FARO GmbH (b) - Technologie Projection de franges : Mephisto, 4DDynamics (c), Identica, MED-DIT(d)

2.3.2.4 Projection de franges

Méthode Un motif de franges est généré par composition de bandes verticales. Ces bandes sont projetées par un vidéo projecteur sur l'objet à numériser. La surface de l'objet distord les franges du motif projeté (Cf. Figure 2.9). Une caméra récupère l'image de l'objet. L'image résultante est analysée et l'on obtient la forme 3D par triangulation.

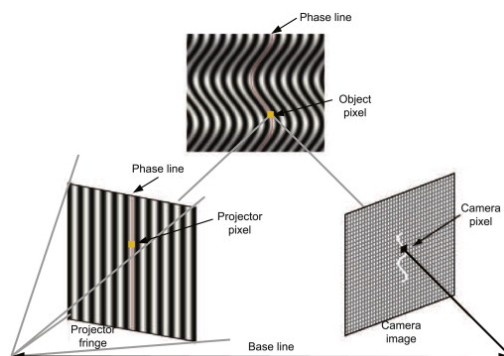


FIGURE 2.9 – Schéma de principe de la projection de franges.

Avantages et inconvénients Les scanners 3D à projection de franges permettent une acquisition rapide de la scène visible. Cette scène doit cependant être relativement proche du capteur puisque les détails de la scène dont l'image serait inférieure à la résolution d'une frange ne pourront être acquis.

Dispositifs du marché Sur le marché actuel, nous trouvons des scanners 3D à technologie de franges plutôt génériques (ex : 4Ddynamics, Mephisto 3D Scanning Engine - Cf. Figure 2.8(c)) ou spécialisés (ex : Medit, identical Cf. Figure 2.8(d)).

2.3.2.5 Silhouette

Méthode Ce type de scanner utilise un capteur CCD classique. L'objet est placé sur un dispositif en rotation type plateau tournant permettant une rotation constante devant l'objectif du scanner. Une acquisition régulière a lieu à une fréquence donnée Abdel-Aziz et Karara (1971). Des traitements sont appliqués sur la suite d'images obtenue (Figure 2.10(a)) pour isoler l'objet de son arrière plan, puis les images sont binarisées (Figure 2.10(b)). Les différents clichés de contours ainsi construits sont alors assemblés pour former le relief superficiel de l'objet (Figure 2.10(c)).

Avantages et inconvénients L'acquisition est rapide et peut être automatisée. Le modèle sera alors placé sur un socle en rotation. Cette technique nécessite un fond uni et permettant une détection simple des frontières de l'objet. De plus, ce dispositif ne permet pas de modéliser les concavités profondes, dû principalement aux problèmes d'occlusion qui peuvent survenir.

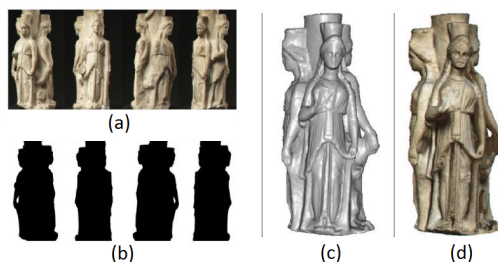


FIGURE 2.10 – Modélisation 3D par silhouette - (a) série d'images acquises, (b) binarisation des images, (c) nuage de points triangulé (surface 3D) et (d) surface 3d texturée - Adapté de Abdel-Aziz et Karara (1971)

2.4 Validation d'acquisition volumique anatomiques

Selon les structures étudiées, l'inconvénient majeur des dispositifs d'acquisition volumiques réside soit dans la faible résolution spatiale d'acquisition, soit dans le faible contraste de l'image. Il suffit parfois de comparer les acquisitions d'une modalité avec une autre modalité, par recalage entre images issues de scanner X et IRM par exemple. La plupart du temps, il est cependant difficile de procéder à une validation rigoureuse. Dans la majorité des cas, il manque une "vérité terrain" qui est absolument nécessaire avant de pouvoir réaliser une comparaison quantitative. Cependant, dans la littérature certains se "contentent" d'une appréciation qualitative des comparaisons Bibliowicz *et al.* (2011). En anatomie, la dissection se pose comme moyen d'investigation dans la quête de cette vérité terrain. Le problème réside alors dans la transformation de la donnée anatomique disséquée dans un formalisme numérique permettant une mise en regard avec des données issues d'images volumiques. C'est pourquoi nous trouvons dans la littérature des travaux qui font état d'acquisitions surfaciques pour l'établissement d'une vérité terrain en vue d'une validation de résultats obtenus par acquisition volumique (IRM) Trinh *et al.* (2006) Koo *et al.* (2009).

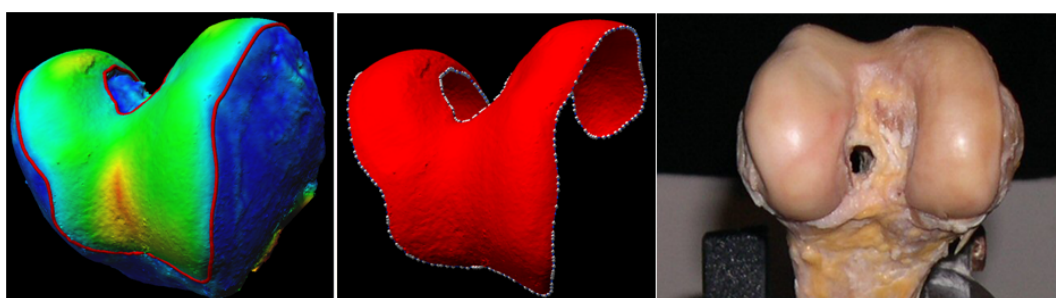


FIGURE 2.11 – Reconstitutions de cartilages osseux humains, et comparaison avec des données issues de dissection (d'après Trinh *et al.* (2006)).

Dans ces travaux, nous sommes relativement proches de notre problématique. Il est en effet question d'obtenir des données volumétriques chiffrées à partir de données issues de dissection, pour des échantillons de cartilages osseux (Figure 2.11). Dans Trinh *et al.* (2006),

2.5. CONCLUSION

les cartilages d'os sont acquis à l'aide d'un scanner laser, puis segmentés directement sur les surfaces 3D obtenues en utilisant une information de texture. Le protocole est le suivant : une première acquisition IRM est effectuée ; ensuite ce sont deux acquisitions surfaciques qui ont lieu avant et après dissection, afin de reconstruire les cartilages. C'est à partir de cette reconstruction 3D qu'un volume est calculé. Une segmentation de ce même cartilage est effectuée sur l'image IRM. Enfin, la comparaison aux données relevées par segmentations d'images IRM est alors possible. Les résultats des comparaisons y sont ensuite présentés, concluant à une bonne précision de la méthode. Dans le même domaine, et toujours selon une technique comparable, nous trouvons d'autres travaux comme Koo *et al.* (2009) qui recherche à quantifier les écarts de mesure relevés entre les modalités scanner laser et IRM. Koo a mené cette étude sur plusieurs spécimens de cartilages et évalué l'erreur commise avec les acquisitions IRM selon l'épaisseur de ces cartilages. L'étude a consisté à prélever puis acquérir par IRM des cartilages de genoux. Une reconstruction surfacique 3D a été effectuée après segmentation de ces cartilages par des experts sur les images IRM. Ces mêmes spécimens ont ensuite été scannés en utilisant un scanner laser pour obtenir la géométrie des pièces. Ensuite, une phase de dissection a permis d'ôter le cartilage, mettant à nu les structures osseuses sous-jacentes. Ainsi, l'équipe a disposé pour chaque spécimen de deux surfaces 3D : S_0 et S_1 respectivement avant et après dissection. Un modèle 3D a été créé à partir de ces deux surfaces constituant une "enveloppe". L'épaisseur du cartilage est évaluée pour tous les points de S_0 avec son plus proche voisin dans S_1 . Les reconstructions surfaciques et volumiques sont recalées grâce à une transformation rigide basée sur des repères fiduciels. Enfin, pour chaque spécimen, des cartes de différences sont calculées.

2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons abordé les deux types d'acquisition 3D existants en détaillant le principe de fonctionnement des outils de mesure ou d'imageurs. Nous avons également défini la typologie des données en présence dans chacun des deux types d'acquisition, surfacique et volumique. Enfin dans une dernière partie, nous relatons des travaux présents dans la littérature proposant des approches de validation d'acquisitions volumiques. Nous y discutons des comparaisons qualitatives et quantitatives effectuées. Ces études confortent le besoin de constitution de vérités terrain dans un but de validation, la problématique directrice de ces travaux de thèse, avec une application aux fibres blanches cérébrales.

Chapitre 3

Visualisation et Imagerie Médicale

Sommaire

3.1	Introduction	69
3.2	Visualisation 2D	70
3.2.1	Convention de présentation	70
3.2.2	Filtrage	71
3.2.3	Techniques de rendu	72
3.3	Visualisation 3D	73
3.3.1	Visualisation de données volumiques	73
3.3.2	Visualisation de données mixtes : Surfaces 3D - Volume	76
3.4	Conclusion	77

Résumé

Dans ce chapitre, nous présentons les types de visualisations rencontrées dans le domaine médical, depuis les visualisations 2D "classiques" (section 3.2) jusqu'aux techniques de rendu 3D plus modernes (section 3.3). Nous rappelons également les notions de filtrage, et décrivons comment opèrent les outils de filtrage sur les données. C'est l'avènement d'une puissance de calcul importante avec les cartes graphiques (GPU) qui a permis le développement de méthodes de visualisation telles que le rendu surfacique (section 3.3.1.1) ou bien volumique (section 3.3.1.2) qui ont ouvert de nouvelles perspectives pour l'analyse du praticien.

3.1 Introduction

Démarré avec l'avènement des imageurs médicaux ainsi que des calculateurs permettant une puissance de calcul suffisante pour d'abord afficher les clichés numériques (IRM, Scanner), il a fallu attendre les années 90 pour obtenir une visualisation d'une reconstruction en trois dimensions de ces données. En effet, ce sont les développements des processeurs graphiques (GPU), décuplant les possibilités de calcul d'image, qui ont rendu possible de telles représentations de l'information.

En visualisation médicale, l'expert est un médecin spécialiste qui possède une bonne connaissance de l'organisation des structures anatomiques, ainsi que de leurs modifications par des processus pathologiques. A l'aide des outils de visualisation, l'expert doit pouvoir aisément visualiser les données acquises quel que soit le mode d'acquisition de ces données. Les données peuvent résulter d'une acquisition surfacique ou volumique. Cependant la visualisation ne doit pas toujours être prise pour une représentation de l'anatomie réelle à l'identique. De nombreuses technologies sont encore à l'état de recherche et les performances des matériels dépendent de l'état de maturité de ces technologies. Les outils proposés doivent permettre une aide au diagnostic, ou une confrontation de points de vue inter-experts puisque la responsabilité finale engagée reste celle du praticien. C'est d'ailleurs pour cette raison que certains experts restent distants face à l'utilisation de tels outils. Il appartient alors aux concepteurs du logiciel de valider expérimentalement les résultats visualisés et ce de manière rigoureuse. L'expert doit être consulté dans le processus d'élaboration du logiciel pour permettre l'obtention de résultats pouvant être exploités par des utilisateurs cliniciens. Nous abordons dans les sections suivantes des techniques de visualisation utilisées dans notre application de suivi de fibres, pour les données issues d'IRM.

3.2 Visualisation 2D

3.2.1 Convention de présentation

Les coupes 2D issues d'acquisition volumiques sont présentées selon les trois plans de coupes 3D, dénommés Axial, Sagittal et Coronal (Cf. Figure 3.1), et correspondant respectivement aux axes Supérieur - Inférieur (**S-I**), Antérieur - Postérieur (**A-P**) et Droite - Gauche (**R-L**).

Coupe Axiale. Ce plan de coupe permet de traverser l'objet ou le patient imagé du haut vers le bas. Il est transversal au grand axe du corps. Pour faciliter l'analyse clinique la présentation de ces coupes est orientée par l'affichage des lettres A P et R L.

Coupe Sagittale. Ce plan permet de traverser l'objet ou le patient de l'avant vers l'arrière. L'orientation de la coupe est indiquée ici par les lettres S I et R L.

Coupe Coronale. Enfin, le plan de coupe coronal ou frontal permet de traverser l'objet ou le patient latéralement de gauche à droite. Les coupes coronales sont orientée avec un affichage des lettres S I et A P.

Il existe cependant deux conventions différentes, une convention dite "neurologique" et "radiologique". La différence entre ces deux représentations réside dans une inversion latérale (gauche/droite). En neurologie, le patient imagé est représenté comme vu du dessus, alors qu'en radiologie il est représenté comme vu de dessous : le coté droit du patient est vu à gauche de la représentation et inversement.

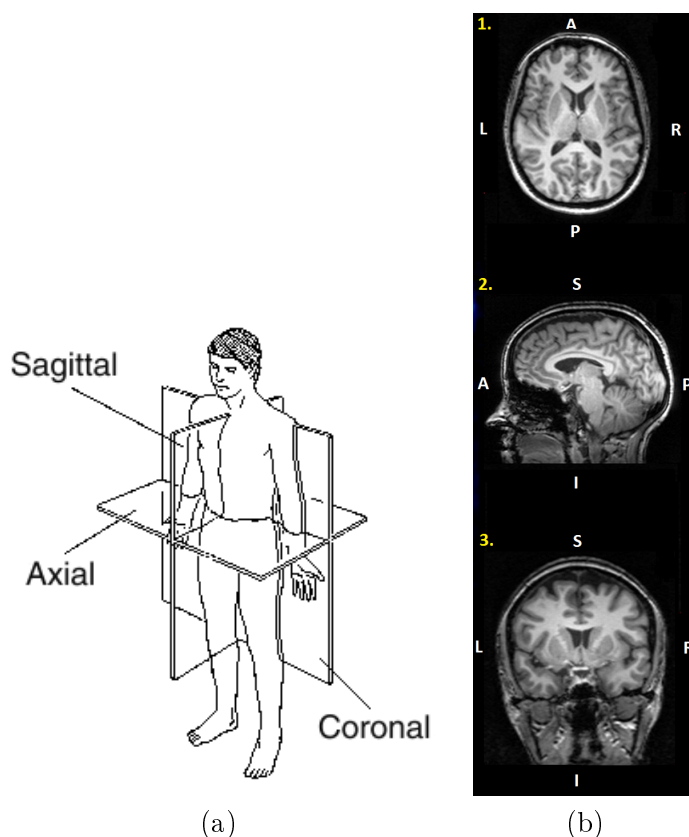


FIGURE 3.1 – (a) Conventions de nommage des 3 plans de coupe dans une image volumique. (b) Exemple de visualisation des plans de coupes 2D (1. : Axial, 2. : Sagittal, 3. : Coronal)

3.2.2 Filtrage

3.2.2.1 Fenêtrage

Le fenêtrage est le processus qui consiste à adapter la dynamique du spectre de niveau de gris de l'image d'entrée vers une visualisation présentant le contraste et une luminosité suffisants pour que l'œil humain puisse discerner des variations. En effet, les images issues d'IRM, CT, PET-scan sont acquises avec des codages de niveau de gris qui s'étalent principalement sur 16 bits, c'est à dire avec des niveaux de gris variant de $[0 ; 65535]$ ou $[-32\,767 ; 32\,767]$ selon que les mots soient signés ou non. A l'inverse l'œil humain ne peut distinguer qu'un petit nombre de nuances de gris, ce qui impose une représentation des données utilisant un nombre limité de niveaux de gris tout en conservant l'information d'intérêt. C'est pour cela que l'action dite de "fenêtrage" est considérée comme une fonctionnalité de base dans la plupart des outils de visualisation médicale et permet de coder ces données dans $[0 ; 255]$ (Cf. Figure 3.2). Il est parfois nécessaire pour l'expert de visualiser une projection de ces données dans l'espace couleur (RGBA). L'outil indispensable pour piloter cette projection et permettre de visualiser des structures d'intérêt est désigné par le terme de fonction de transfert (FT) .

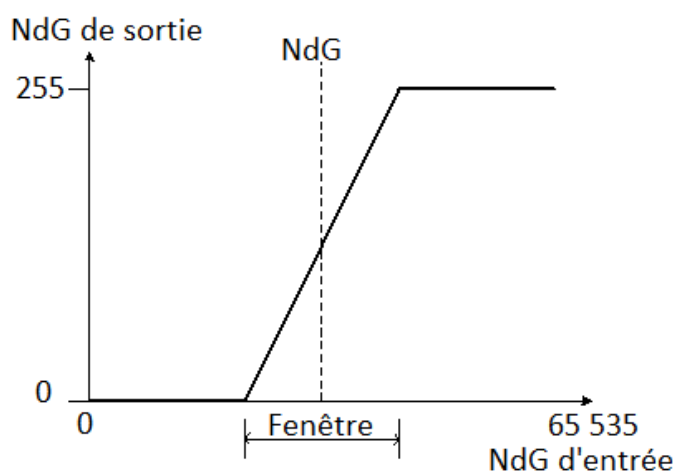


FIGURE 3.2 – Le fenêtrage permet d’ajuster le contraste pour explorer et faire apparaître distinctement une structure anatomique dans une image volumique.

Les Fonctions de Transfert - (FT). Les fonctions de transfert qui nous intéressent sont des fonctions qui, à toute valeur de l’espace en niveaux de gris d’entrée appartenant à \mathbb{R} , associent une valeur dans \mathbb{R}^4 ; cette valeur de \mathbb{R}^4 représentant une couleur par le triplet r, g, b ainsi qu’une opacité α . Les FT sont encodées par des *Look Up Table* (LUT) dont les valeurs sont accédées par un scalaire. Cette modélisation permet une interpolation bilinéaire et convient pour représenter une fonction continue avec un nombre fini d’éléments. Ainsi, les parties du spectre d’entrée n’apportant pas ou peu d’information peuvent être réduits à une transparence totale, laissant alors apparaître les structures d’intérêt. La figure 3.3 montre une représentation d’une FT et illustre son fonctionnement. Cependant la spécification de fonctions de transfert est un problème difficile et constitue toujours un champ de recherche actif pour les communautés s’intéressant à la visualisation d’information.

3.2.3 Techniques de rendu

Les visualisations classiques proposées dans la plupart des consoles de traitement sont destinées à un usage rapide dans un but de contrôle visuel de l’acquisition. Les modes de visualisation disponibles sont :

- Coupes natives,
- MIP (Max Intensity Projection),
- MinIP (Minimum Intensity Projection).

3.2.3.1 Projection d’intensité maximum (MIP) et Minimum (MinIP)

Ces techniques sont considérées comme des visualisations 2D permettant de visualiser l’ensemble du volume ou une sous partie (volume d’intérêt) sur une projection 2D. La technique est basique et consiste à projeter sur un plan 2D les voxels d’intensité soit maximum pour le MIP ou bien minimum pour le MinIP, selon une direction donnée. Le MIP est plus adapté pour visualiser des structures de forte intensité comme les veines,

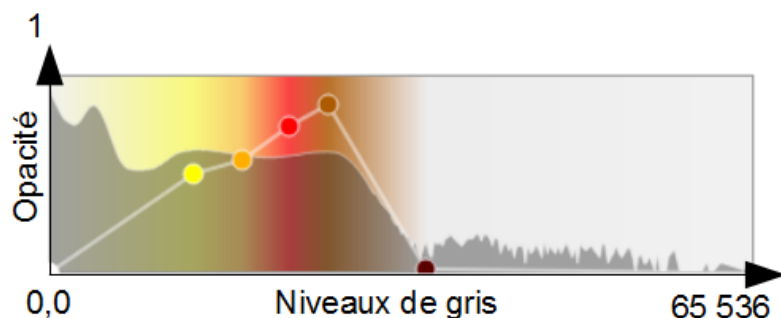


FIGURE 3.3 – Les FT permettent de mettre en évidence une ou plusieurs parties de l’histogramme du volume. On observe dans cet exemple que les valeurs de niveau de gris de l’image inférieures à 34 420 seront rendus transparents.

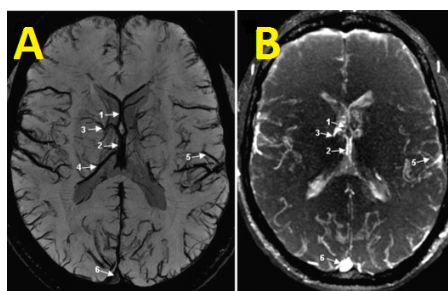


FIGURE 3.4 – Exemple de visualisation MinP (A) et MIP (B).

les artères, les os et facilite également les mesures de nodules et tumeurs pulmonaires. Le MinIP est quant à lui plutôt utilisé dans la visualisation de densités faibles, donc par exemple pour faciliter la localisation, la quantification et l’analyse d’images du pancréas. Le MinIP permet de dissocier le pancréas des tissus environnants. Les deux techniques permettent d’assurer un contraste optimal entre des petites structures anatomiques et leurs tissus englobants.

3.3 Visualisation 3D

3.3.1 Visualisation de données volumiques

La visualisation de données volumiques en 3D met en jeu des techniques récentes que nous allons décrire dans cette section. D’après les notations du chapitre 2 section 2.2, avec $V_{x,y,z}$ l’expression d’un voxel appartenant un volume que l’on considère comme une grille régulière, on pose alors $F(x,y,z)$ comme une fonction de représentation des voxels avec $F(V_{x,y,z}) = F_{x,y,z}$.

3.3.1.1 Rendu surfacique

Un volume peut être rendu sous forme surfacique par la technique d'isosurface. Cette technique permet de construire une surface qui représentant un "contour" 3D pour une valeur de niveau de gris donné. Pour une isosurface représentant un niveau de gris g , on pose :

$$S_g(x, y, z) = \begin{cases} (x, y, z) & \text{si } F(x, y, z) = g \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (3.1)$$

S_g est composée d'un ensemble de surfaces, on peut donc représenter ce contour en 3D grâce à l'algorithme des "Marching Cubes" de Lorensen et Cline (1987). Cet algorithme parcourt l'ensemble des voxels du volume et permet de reconstruire la partie du contour 3D, c'est à dire créer le polygone si le voxel appartient au contour. L'algorithme définit une table de hachage de 256 entrées, couvrant l'ensemble des possibilités de création de polygones. Cette table est construite à partir de réflexions et symétries de 15 configurations de base (Cf. Figure 3.5). Le test $F_{x,y,z} \leq g$ est évalué en chaque voxel $V_{x,y,z}$ permettant de calculer l'index de la bonne représentation polygonale du voxel.

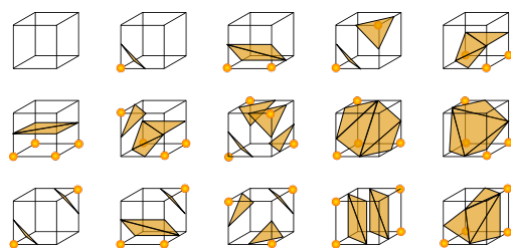


FIGURE 3.5 – Marching Cubes : les 15 configurations ci dessus permettent d'aboutir au 2^8 configurations possibles, obtenus par réflexions et symétries.

C'est ainsi que l'algorithme fournit en sortie une liste de triangle composant le contour 3D recherché.

3.3.1.2 Rendu volumique

Le rendu volumique est une technique qui a été développée après la technique de visualisation d'isosurface. L'objectif était de permettre la visualisation de structures internes dans un volume entier non opaque. Cette technique permet également de visualiser des surfaces floues dû à une résolution ou un contraste faible. Différentes techniques ont été développées (Ikits *et al.* (2004)), nous ne présentons ici que les concepts de base.

Lancé de rayons Pour chaque pixel de l'image de sortie (2D), un rayon est lancé dans l'espace des voxels (le volume 3D). Le rayon est ensuite échantillonné régulièrement. Lors du parcours du rayon dans le volume une accumulation de la couleur et de l'opacité est effectuée. La couleur du pixel résultant d'un rayon donné est composée en mélangeant les couleurs des voxels rencontrés depuis l'extrémité du rayon jusqu'au plan image. Cette composition est calculée par une transformation linéaire. L'équation 3.2 ci-dessous exprime

3.3. VISUALISATION 3D

la couleur de sortie c_{out} en fonction de la couleur d'entrée c_{in} résultante de l'accumulation depuis le fond de la scène. $c(x_i)$ représente la couleur du voxel rencontré à la position x sur le rayon i .

$$c_{out} = c_{in} * (1 - \alpha(x_i)) + c(x_i) * \alpha(x_i) \quad (3.2)$$

Lorsque l'on applique cette formule dans l'ordre fond de la scène vers le plan image (*back-to-front*), on remarque que la transparence (ou opacité) α fait office de filtre de sélection des données. En effet, lorsque l'on rencontre un voxel avec une opacité proche de 1 l'ensemble des contributions du restant des informations rencontrées sur le parcours du rayon est masqué.

Un avantage significatif de la technique de lancé de rayon pour une visualisation volumique réside dans la possibilité d'intégrer au calcul initial une contribution lumineuse pouvant provenir d'une ou plusieurs sources différentes. Ces sources de lumière sont bien entendu artificielles, mais permettent dans certains cas de mieux percevoir des contours. Elles peuvent également aider à faciliter la perception du relief des structures d'intérêt.

"Splatting" ou Projection Cette technique a été développée dans un but d'optimisation des performances de calcul par rapport aux méthodes basées sur le lancé de rayon. L'inconvénient de la technique est qu'elle fournit un rendu de moins bonne qualité que le lancé de rayon. La différence principale avec le lancé de rayon est que la projection s'effectue depuis l'espace des voxel (volume) vers l'écran (2D). Cette projection est donc approximée en utilisant des noyaux gaussiens représentant le voxel projeté. Ce noyau possède une couleur et une opacité dépendante du voxel source. Les projections 2D des noyaux gaussiens sont ensuite composés dans l'ordre (*back-to-front*) afin d'obtenir l'image finale.

Texture 3D Introduite par Rezk-Salama *et al.* (2000), cette technique repose sur la capacité des processeurs graphiques (GPU) à d'une part stocker une texture 3D en mémoire et d'autre part, à composer les couleurs lors de l'étape de dessin (*rasterization*). La technique a été mise en place pour permettre un rendu fluide en réduisant la complexité de calcul engendrée par le lancé de rayon. La technique repose sur le dessin d'une géométrie particulière, dite de proxy, et constituée de polygones représentant un ensemble de plans 2D intersectant une boîte englobant le volume. Chaque polygone fait face au point de vue.

La figure 3.6 représente différentes valeurs de discrétisation du volume. Plus on dessine de plans, plus la qualité du rendu est bonne. Cependant, le calcul des différents polygones nécessite, pour chaque plan, le calcul de l'intersection d'un plan avec un pavé. Le compromis consiste à placer un nombre suffisant de plans pour une qualité d'image et des performances acceptables.

Alors que la géométrie de proxy est déterminée, il est nécessaire d'appliquer sur les polygones la texture correspondante à la coupe du pavé de données initial.

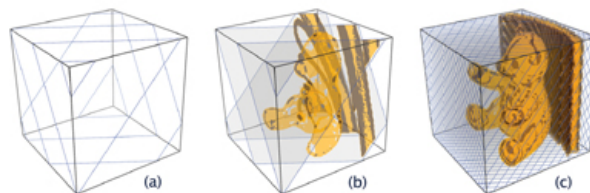


FIGURE 3.6 – Géométrie de Proxy - Selon l'échantillonnage du volume par les plans 2D, déterminant le nombre de polygones à dessiner.

3.3.2 Visualisation de données mixtes : Surfaces 3D - Volume

Maintenant que nous avons défini les différentes méthodes de visualisation de volume et de surface, nous nous intéressons à la visualisation mixte de ces données. Même lorsque l'on maîtrise ces techniques de visualisations, il n'est pas trivial de permettre la visualisation conjointe de données volumiques et surfaciques. Dans la littérature, nous trouvons des travaux sur la visualisation multi-volumes Cai et Sakas (1999), Wilson *et al.* (2002), Firlé et Keil (2007) Abellán et Tost (2008) décrivant un pipeline pour la fusion de plusieurs volumes et leur rendu dans un espace commun. Parmi les applications disponibles, 3D Slicer de Halle *et al.* (2012) est un outil permettant une visualisation conjointe de rendu multimodal (surfacique et volumique) avec de nombreux outils (reconstruction surfacique, segmentation, tractographie, etc..). La figure 3.3.2 montre quelques exemples de visualisations obtenues avec 3D Slicer. On y découvre une visualisation mixte de données volumiques et surfaciques relatives à un même patient.

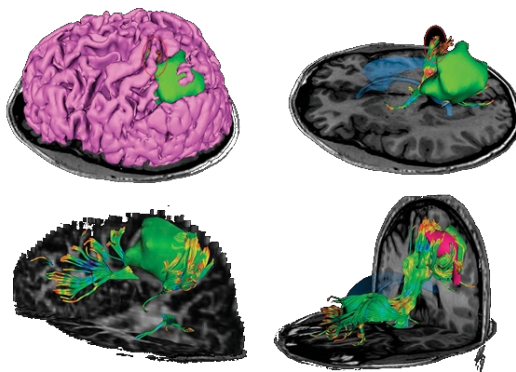


FIGURE 3.7 – 3D Slicer, un logiciel de visualisation multimodal (Surfaces, Volumes) de Halle *et al.* (2012). Illustration issue de www.slicer.org

Les données volumiques permettent de visualiser le contexte environnant des reconstructions surfaciques. Afin de donner les moyens à l'utilisateur de construire la visualisation qui lui permettra d'extraire la connaissance, des outils de filtrage visuels sont également disponibles. Ces outils sont ici principalement basés sur des plans de coupe.

3.4 Conclusion

Nous avons abordé les techniques de base pour un rendu surfacique et volumique, permettant de créer des visualisations mixtes. Les données surfaciques que l'on cherche à représenter habituellement sont issues de reconstructions 3D à partir d'une segmentation d'images volumiques. Les maillages ainsi obtenus sont relativement peu complexes, puisque dépendant de la résolution des données d'origine. L'intérêt de la visualisation volumique réside donc dans la production d'une image représentant une vue d'ensemble du spécimen. Le filtrage visuel est toujours possible interactivement grâce aux fonctions de transfert pilotant les couleurs et l'opacité pour chaque niveau de gris d'entrée. Il est à noter que les rendus sont très dépendants du contraste dans les images volumiques d'entrée. Enfin, pour construire notre visualisation, nous intégrerons des données surfaciques complexes qui seront à recaler dans un volume initial. Ce volume constituera un contexte anatomique de référence. Notre visualisation intégrera un rendu volumique pour représenter des structures d'intérêts surfaciques dans leur contexte.

3.4. CONCLUSION

Chapitre 4

Immersion et interactivité avec des données médicales

Sommaire

4.1	Introduction	80
4.2	Visuels immersifs - Stéréoscopie	80
4.2.1	La stéréoscopie dans la visualisation scientifique	80
4.2.2	Principe de la technique	80
4.2.3	Intérêts et limites de l’affichage stéréoscopique	83
4.3	Retour Haptique	83
4.3.1	Principe	83
4.3.2	Périphériques du marché	84
4.3.3	Perception haptique en Interface Homme-Machine (IHM)	84
4.3.4	Applications dans le contexte médical	84
4.4	Interactions de l’utilisateur avec les données	86
4.4.1	Gestion des paramètres de la visualisation . .	86
4.4.2	Modification de point de vue	86
4.4.3	Analyse et mesures des entités visualisées . .	86
4.5	Conclusion	87

Résumé

Dans ce chapitre, après une définition des notions d’immersion et d’interactivité, nous traitons de deux aspects majeurs dans l’immersion d’un utilisateur dans un environnement virtuel, la visualisation stéréoscopique ainsi que le retour d’effort. Nous présentons successivement les techniques stéréoscopiques et de retour d’efforts ainsi que les matériels impliqués. Après une vue d’ensemble de la littérature, nous discutons ensuite des atouts de l’intégration de telles techniques dans une application de visualisation médicale.

4.1 Introduction

L'immersion peut être définie comme un état où l'utilisateur perd les repères du monde réel et parvient à interagir naturellement avec les éléments de l'univers virtuel auquel il est soumis. Le sentiment d'immersion apparaît lorsque l'utilisateur est plongé dans une tâche virtuelle dans un environnement virtuel recréant un maximum de sensations qu'il aurait alors perçues dans la même situation dans le monde réel. L'objectif d'une visualisation immersive est donc de proposer à l'utilisateur une expérience au plus près de la réalité. Le sentiment d'immersion en réalité virtuelle est une notion complexe et multi-factorielle. En effet, les différents sens doivent être stimulés pour permettre une simulation la plus fidèle possible au réel. Nous abordons dans les sections suivantes des techniques relatives à deux de nos sens : la stéréoscopie pour le visuel et le retour d'effort pour le toucher.

4.2 Visuels immersifs - Stéréoscopie

4.2.1 La stéréoscopie dans la visualisation scientifique

Bien qu'ayant fait son apparition relativement tôt dans le domaine de l'informatique graphique, et notamment dans les applications de réalité virtuelle, la stéréoscopie n'est pas largement utilisée en visualisation scientifique et médicale. Les outils mathématiques de la technique sont pourtant aujourd'hui bien maîtrisés, mais le frein principal à l'essor de la technique s'est longtemps situé au niveau du matériel. Les rendus stéréoscopiques nécessitent en fait un double calcul de la scène (deux dessins complets de la scène), ce qui, sur la plupart des équipements ralentissent bien évidemment le rendu de la scène. C'est pourquoi les principaux constructeurs de cartes graphiques se sont positionnés dès les années 2000 sur le développement de modèles spécifiques intégrant un dédoublement des tampons mémoire d'affichage. Cette technique permet de fournir au développeur une architecture matérielle optimisée pour le rendu stéréoscopique et ainsi accélérer l'affichage. L'un des autres freins à l'utilisation systématique de cette technique d'affichage est lié directement aux utilisateurs. L'inconvénient majeur réside probablement dans le port de lunettes associé. De plus, il apparaît une fatigue visuelle relativement pénible avec les techniques de stéréoscopie actives. Les scènes dynamiques dans lesquelles apparaissent brutalement des objets force l'œil à modifier rapidement l'accommodation. Après une exposition prolongée, il peut en résulter une fatigue se traduisant par des maux de tête ou des nausées. Cependant, nous pensons que l'intérêt d'une visualisation stéréoscopique est cependant bien réel dans le cas de l'exploration d'une pièce anatomique modélisée de manière réaliste dans une scène statique. De plus, comme nous demandons à un expert d'explorer et d'étiqueter certaines régions d'intérêt, on peut raisonnablement penser que la perception de la profondeur apporte une information supplémentaire, dans l'optique de l'extraction de connaissances.

4.2.2 Principe de la technique

La stéréoscopie permet à l'utilisateur de percevoir une scène en relief, c'est à dire que des éléments de la scène sont perçus par l'observateur hors du plan écran. On appelle cet effet *effet surgissant* lorsque la perception de l'objet se situe en avant du plan écran ou

bien *effet plongeant* lorsque la perception se situe en arrière de ce plan. La stéréoscopie est une technique d’affichage qui se base sur la génération de deux points de vue d’une scène, un pour chaque œil. Ce sont ces deux images vues chacune par un œil qui produit cette perception de la profondeur.

Le challenge technologique qui permet une reproduction de la vision stéréoscopique consiste à concevoir un système permettant une vision dissociée par œil. Dans la section suivante, nous allons introduire les notions de stéréoscopie *passive* et *active*, ainsi qu’une revue des différentes méthodes classées dans ces deux catégories.

4.2.2.1 Stéréoscopie passive

La stéréoscopie passive regroupe des techniques relativement simple à mettre en place comme l’anaglyphe ou le filtrage polarisé.

La méthode anaglyphe. Cette méthode est la plus ancienne et plus répandue ; elle consiste en l’affichage des deux points de vue, gauche et droit avec deux filtres de couleurs très éloignées (rouge/vert, rouge/bleu). Pour visualiser l’effet stéréoscopique, l’utilisateur doit se munir de lunettes filtrant le point de vue gauche pour l’œil gauche et le point de vue droit pour l’œil droit (Cf. Figure 4.2(a)).

La méthode en lumière polarisée. Cette méthode consiste à projeter sur le même support une image avec une polarisation verticale et l’autre avec une polarisation horizontale. Des lunettes sont aussi nécessaires avec cette technique pour filtrer la polarisation différente par œil (Cf. Figure 4.2(b)).

4.2.2.2 Stéréoscopie active

La stéréoscopie active regroupe des techniques plus évoluées qui reposent toujours sur l’affichage de deux points de vue différents pour chaque œil. Leur spécificité réside alors dans l’ajout d’une synchronisation entre le dispositif d’affichage et les lunettes, qui fonctionnent par obturation. En effet, les deux points de vue sont affichés alternativement avec une haute fréquence (60Hz). Cette fréquence est synchronisée avec celle de l’obturation de chaque œil par les lunettes (Cf. Figure 4.2(c)). L’œil gauche visualise le point de vue gauche, l’œil droit visualise l’œil droit donnant ainsi accès à l’utilisateur à une perception de la profondeur de la scène.

4.2.2.3 Notions de géométrie 3D stéréoscopique

Dans le cas d’une scène synthétique 3D, les points de vues sont calculés à partir du modèle de la caméra, et plus précisément du *frustum* de vue (Cf. Figure 4.3(a)). La particularité du modèle de caméra stéréoscopique est de rassembler les deux points de vue, donc les deux *frustum* (Cf. Figure 4.3(b)). La figure 4.4(b) présente deux *frustum* dits asymétriques, puisqu’ils ne sont pas centrés sur l’axe optique de la caméra. Ceci permet de faire coïncider leur plan de projection respectif, et ainsi limiter la fatigue oculaire.

4.2. VISUELS IMMERSIFS - STÉRÉOSCOPIE



FIGURE 4.1 – Exemple d'application de réalité augmentée en médecine d'après Ferrari *et al.* (2009). Le praticien dispose d'un équipement permettant l'affichage d'informations en surimpression de la scène réelle. Ici, un affichage d'image volumique avec une reconstruction surfacique de certains organes.

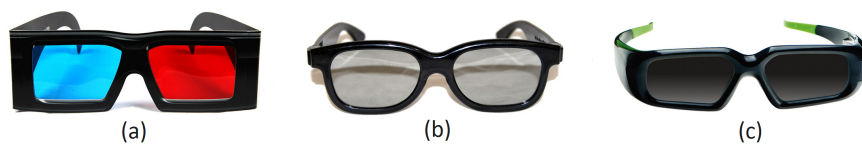


FIGURE 4.2 – Trois types de lunettes correspondant à trois technologies différentes : (a) technologie anaglyphe - lunettes avec filtres colorés, (b) technologie lumière polarisée - lunettes avec filtres polarisés, (c) technologie active - lunettes à obturation

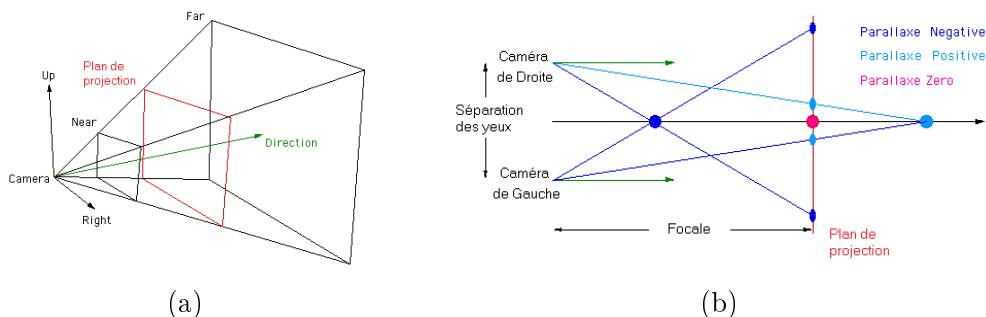


FIGURE 4.3 – (a) Modèle de la caméra monoscopique - vue perspective de la géométrie du *frustum* (symétrique) - (b) Modèle de la caméra stéréo - vue de dessus de la géométrie des *frustum* gauche et droit (asymétrique)

4.2.3 Intérêts et limites de l’affichage stéréoscopique

L’intérêt majeur de l’affichage stéréoscopique pour la visualisation scientifique réside dans l’ajout de la perception du relief dans des scènes comportant un gros volume de données. L’effet est notoirement plus important lorsque les données visualisées sont suffisamment dispersées selon toutes les directions de l’espace.

La navigation en environnement immersif stéréoscopique est également une contrainte importante à prendre en compte. Ce sont en particulier les cas d’affichage d’éléments non stéréoscopiques par dessus une scène stéréoscopique qui provoquent une incohérence de perception, pouvant mener à des troubles gênants. La surgissance soudaine est également une source d’inconfort importante pour l’observateur ; l’œil doit s’accoutumer progressivement pour que l’effet soit correctement perçu et supportable. En effet, souvent lorsque l’objet apparaît par l’avant du *frustum*, la disparité entre les deux images est trop grande et entraîne un effort d’accommodation trop important, voire impossible. Il en résulte un inconfort et une perception distincte des deux images, vision "double".

4.3 Retour Haptique

Le toucher est un sens peu exploité dans l’exploration d’un environnement 3D réaliste, mais sous certaines conditions, il peut être intéressant de mettre en place un périphérique de retour d’effort. Le bras haptique, ou bras à retour d’effort, est un périphérique d’entrée 3D (6-DOF) souvent utilisé en réalité virtuelle dans des simulateurs avec moteur physique. Ces périphériques mécaniques permettent à l’utilisateur de ressentir le contact avec les éléments d’une scène virtuelle 3D. Ces périphériques sont dits d’entrée-sortie puisqu’en plus de permettre l’entrée par un positionnement 3D du bras par l’utilisateur, ils produisent un retour de force, en fonction de contraintes spécifiées dans l’environnement virtuel. Il existe des périphériques simples disponibles au grand public, comme les *joysticks* et volants à retour d’effort dans le domaine du jeu. Nous nous intéressons ici plus particulièrement aux périphériques plus sophistiqués et conçus pour une utilisation dans l’industrie ou les domaines scientifique et médical.

4.3.1 Principe

L’utilisateur manipule l’organe terminal ou bien une poignée du périphérique haptique, des encodeurs capturent le mouvement et envoient l’information à une interface de contrôle. C’est dans une unité de calcul embarqué que s’effectuent l’évaluation du mouvement de positionnement, puis ces informations sont retransmises à l’ordinateur hôte où s’exécute une boucle d’écoute. Cette boucle calcule d’éventuelles collisions avec des contraintes de la scène, évalue des forces de réaction et retransmet au périphérique des instructions pour générer la force de réaction. Ce sont alors les moteurs des articulations du périphérique qui reproduisent ces forces en utilisant un modèle de simulation de force (vibrations, choc, force continue, etc...). Si l’utilisateur force une contrainte comme une surface rigide, les forces de réaction du bras sont de plus en plus fortes pour contrer la pénétration réelle. Il en résulte une sensation physique de contact avec un obstacle.

4.3. RETOUR HAPTIQUE

Le rendu visuel semble fluide à partir de 25/30Hz (25/30 images/s), la particularité du rendu haptique, est qu'il nécessite une boucle de calcul avec un rafraîchissement à très haute fréquence (1KHz) pour s'assurer de la perception continue d'une contrainte. Pour s'assurer d'une bande passante suffisante et conserver une application hôte interactive, ces périphériques intègrent un processeur dédié au calcul du positionnement et du contrôle des moteurs.

4.3.1.1 Modèle mathématique

Le modèle le plus couramment utilisé est le modèle appelé *virtual wall model*, présenté par les concepteurs du Phantom Massie et Salisbury (1994). Ce modèle repose sur une analogie mécanique avec un ressort de coefficient de raideur K , séparant le point de contact sur la surface X_{wall} de la position de l'organe terminal X_p (Cf. Figure 4.5).

$$F = \begin{cases} 0 & si \ X_p > X_{wall} \\ K \times (X_{wall} - X_p) & si \ X_p \leq X_{wall} \end{cases}$$

4.3.2 Périphériques du marché

Les périphériques les plus répandus sont constitués d'un bras robotique, avec comme organe terminal un stylet. Le bras suit la position de la pointe du stylet. Pour obtenir des forces réactives et ainsi reproduire des sensations tactiles réalistes, il est nécessaire d'impliquer du matériel sophistiqué ainsi qu'une couche logicielle de qualité pour l'évaluation du couple, des angles de jointure, la prise en charge de l'inertie du bras, etc... Les coûts induits pour de tels périphériques sont importants (5K€ - >100K€). La société Sensable commercialise les deux bras haptiques les plus répandus (Cf. Figure 4.6).

4.3.3 Perception haptique en Interface Homme-Machine (IHM)

L'ajout de retour haptique a pu être apprécié au travers de nombreuses études. Les résultats montrent des performances de l'utilisateur globalement meilleures lorsqu'ils ressentent une force de réaction dans l'accomplissement d'une tâche de manipulation virtuelle. De plus, ces utilisateurs demeurent plus confiants lorsque la perception visuelle est augmentée de la perception tactile, par rapport à une simple visualisation Sallnas (2004). MacLean *et al.* (2001) ont également montré que l'accomplissement de tâches complexes pouvaient être amélioré de manière significative avec l'ajout du rendu haptique. Dans leur expérimentation, les utilisateurs effectuaient une tâche distincte par mains. Leur perception de la complexité de la tâche a alors décru avec l'utilisation du bras haptique.

4.3.4 Applications dans le contexte médical

Dans le domaine médical, de tels périphériques peuvent être vus comme des outils prometteurs. Dans la littérature, nous trouvons des travaux impliquant ce dispositif pour ajouter du réalisme à des applications de simulation d'interventions chirurgicales Basdogan *et al.* (2004), ou bien apporter un gain de productivité pour de la segmentation interactive

4.3. RETOUR HAPTIQUE

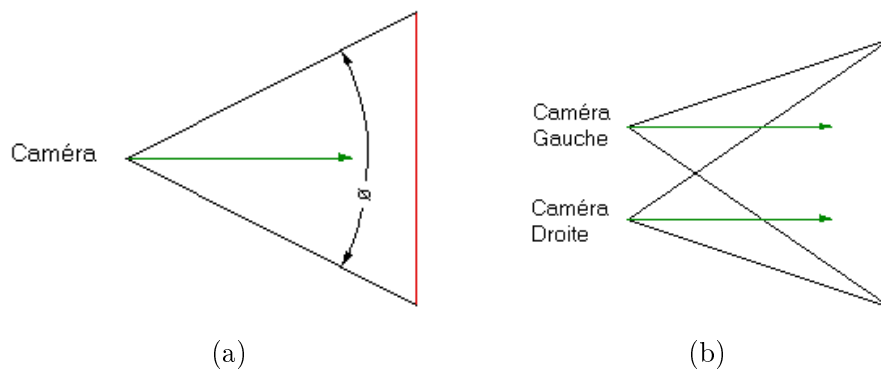


FIGURE 4.4 – (a) *frustum* symétrique - (b) *frustum* asymétrique

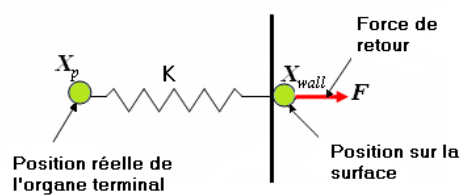


FIGURE 4.5 – Modèle de simulation haptique - *virtual wall model*



FIGURE 4.6 – (a) Phantom Desktop et (b) Phantom Omni de la société Sensable - Ces deux périphériques sont d'encombrement réduit et fournissent respectivement 23 et $55\mu m$ de résolution spatiale pour le positionnement et une force nominale maximum de $7,9N$ et $3,3N$.

Vidholm *et al.* (2006) Vidholm *et al.* (2008). Dans les applications de simulation opératoire, le périphérique est utilisé pour piloter l'instrument chirurgical afin d'effectuer une tâche donnée. Le retour d'effort permet ainsi au praticien de mieux appréhender un geste, une technique spécifique. Les applications de segmentation proposent d'utiliser le bras haptique comme un stylet, pour bénéficier de la métaphore et ainsi obtenir une sélection plus précise et donc de meilleures segmentations d'organes, de tumeurs.

4.4 Interactions de l'utilisateur avec les données

Une visualisation immersive qui plonge l'utilisateur dans le monde virtuel implique une interactivité forte avec celui-ci. Les interactions 3D avec des données scientifiques sont classables en trois catégories d'après Card et Morgan (1983) qui sont :

1. Interactions pour la gestion des paramètres de visualisation,
2. Interactions pour les modifications de point de vue,
3. Interactions pour l'analyse, la mesure des entités visualisées

4.4.1 Gestion des paramètres de la visualisation

Ces interactions sont celles qui permettent un "filtrage" visuel, c'est à dire une mise en retrait (i.e. masquage, atténuation) ou une focalisation (i.e. magnification, coloration,...) sur une partie des données. Si l'on s'intéresse plus particulièrement à la visualisation volumique, ce filtrage visuel correspond aux interactions avec la fonction de transfert (FT).

4.4.2 Modification de point de vue

Les interactions de modifications de point de vue sont traitées par les déplacements de caméra dans la scène virtuelle. Le déplacement 3D de caméra peut s'opérer de différentes manières. On dissocie deux modèles, un modèle centré utilisateur (déplacement libre - *walk*, *fly*) du modèle centré objet (déplacement contraint - *examine*). Dans le premier modèle le point de vue est modifié avec un centre de rotation centré sur l'utilisateur alors que le second fait intervenir une rotation centrée sur l'objet d'intérêt.

4.4.3 Analyse et mesures des entités visualisées

Lorsque l'expert scientifique a procédé au filtrage de ses données, puis a pu naviguer parmi celles-ci, il va s'intéresser à l'analyse qualitative ou quantitative des données. C'est ici que sont réalisées les tâches de mesures, de comparaisons faisant intervenir des interactions de sélection 3D, de segmentation. Ces tâches d'analyse sont très répandues dans une application de visualisation médicale.

4.4.3.1 Segmentation

Les tâches de segmentation sont des tâches courantes en imagerie médicale. Le processus de segmentation manuel confié à l'utilisateur revient à "détourer" ou "peindre"

4.5. CONCLUSION

une structure d'intérêt repérée sur le spécimen visualisé. Ces tâches sont habituellement réalisées par l'expert sur les coupes 2D d'images volumiques mais dans notre cas, cette segmentation consiste en une sélection sur les surfaces 3D.

4.4.3.2 Sélection 3D

La sélection de données 3D n'est pas une tâche triviale en interface Homme-Machine (IHM). Si elle peut s'effectuer avec du matériel de positionnement 3D type ARtracker, Flock of Bird, la plupart du temps, les experts sont plus familiers avec une installation de bureau classique, où seule la souris peut être utilisée. La sélection 3D avec une souris 2D nécessite la mise en place de mécanismes de lancé de rayons, dépendant de la vue.

4.5 Conclusion

Nous avons vu que l'immersion de l'utilisateur dans un univers virtuel peut être accrue avec la mise en place de stéréoscopie ainsi que d'un bras à retour d'effort pour effectuer des tâches de manipulation ou de sélection sur des objets de la scène virtuelle. Dans le domaine médical, les applications dotées de ces techniques de perception sont encore peu nombreuses, bien que des études menées ont pu mettre en évidence un gain de productivité. Dans nos travaux, une phase d'étiquetage par un expert anatomiste est prévue. Durant cette phase, des tâches de sélection seront à effectuer sur les différentes surfaces 3D présentées et issues d'une dissection. L'utilisation d'un dispositif à retour d'effort dans la réalisation de cette tâche est une piste pour en diminuer la charge cognitive.

4.5. CONCLUSION

Partie III : Contributions

Introduction

Dans cette partie nous donnons les détails de la méthodologie conçue. Nous proposons ensuite une vue d'ensemble des contributions qui ont été nécessaires pour la mise en œuvre de cette méthodologie de reconstruction 3D à partir de données de dissection.

Méthodologie

Hypothèses

Des pièces anatomiques contenant une structure interne d'intérêt sont prélevées. Après un processus de fixation, elles sont rendues solides et non déformables, c'est à dire que l'on n'observe pas de phénomènes d'affaissement, de rétractation ou d'autre modifications topologiques des spécimens au cours de leur dissection. La dissection est menée dans le plan XY (parallèle au plan de la table de dissection) en admettant que l'axe Z représente l'altitude. La dissection est menée par un expert anatomiste qui possède les connaissances sur la structure recherchée. Il est nécessaire que cette structure soit visuellement discernable de la matière l'entourant, de par sa couleur ou bien sa texture.

Objectifs

L'objectif principal de la méthode est de permettre la reconstruction 3D d'une structure interne d'un spécimen anatomique dissecable. Cette reconstruction doit être la plus fidèle possible à la réalité, puisqu'elle aura ensuite vocation à être utilisée en tant que vérité terrain. Elle pourra alors ensuite être considérée comme référence dans des futurs travaux de validation.

Étapes

L'ensemble des étapes de la méthodologie ont été mises au point à l'issue de réflexions communes avec l'équipe d'anatomistes de l'équipe 5 de l'U930 "Imagerie et Cerveau". Voici ci-dessous les principaux points qui constituent la méthodologie proposée, appliquée aux fibres blanches cérébrales.

A. Dissection et Acquisition 3D

1. Préparation du spécimen pour dissection selon la méthode de Klingler,

4.5. CONCLUSION

2. Acquisition 3D volumique de la pièce anatomique (IRM) pour obtenir l'image initiale de l'hémisphère,
3. Acquisition surfacique par scanner laser de l'étape de dissection,
4. Acquisition photographique pour l'information de texture (Ortho-photographie),
5. Dissection progressive de la structure d'intérêt,
6. Poursuite des phases de dissection-acquisitions successives (3, 4, 5),
7. Post-traitement des surfaces 3D obtenues (filtrage, triangulation).

Après avoir préparé un spécimen anatomique de cerveau selon la méthode de Klingler, une acquisition IRM pondérée en T1 est effectuée sur la pièce. Cette acquisition a deux objectifs. Le premier est de s'assurer qu'elle est en bon état. Pour une dissection des fibres, il est en effet nécessaire que la pièce ne présente pas de dommages (accident vasculaire cérébral, tumeurs, ...). Le second objectif est bien évidemment de constituer le volume initial, dans lequel pourront être recalées les reconstructions des structures recherchées (faisceaux de fibres). L'utilisation d'un tel volume est important pour la comparaison ultérieure à des données issues de l'IRM de diffusion (tractographie), elles aussi volumiques. Lors de la dissection, une acquisition laser surfacique et une photographie haute résolution sont effectués à intervalles réguliers. Ce processus est réitéré tant que des portions de la structure d'intérêt sont visibles sur la surface disséquée du spécimen.

B. Importation des données et Visualisation

1. Chargement des surfaces triangulées,
2. Plaquage de texture projectif,
3. Recalage 3D des surfaces entre elles,
4. Visualisation et Navigation parmi les surfaces.

Après avoir été filtrés puis triangulés, les nuages de points acquis aux différentes étapes de dissection forment des surfaces 3D. Chacune des surfaces a été acquise avec des points repères (ou fiduciels) fixes relativement au spécimen étudié. La première surface étant prise comme référence, nous recalons les surfaces suivantes sur cette référence. Ces surfaces 3D sont ensuite texturées, en projetant sur chacune la photographie de l'étape de dissection correspondante. La visualisation proposée permet à l'expert de rejouer la dissection en naviguant parmi l'ensemble de ces surfaces 3D.

C. Extraction de connaissances interactive et reconstruction 3D

1. Segmentation 3D interactive effectuée par l'expert anatomiste,
2. Étiquetage des portions de structures d'intérêt sur chacune des surfaces acquises,
3. Après le choix d'une structure, reconstruction 3D de celle-ci grâce aux différentes portions étiquetées,
4. Recalage de notre structure reconstruite dans l'IRM, en utilisant les repères communs aux deux modalités.

4.5. CONCLUSION

Chaque surface 3D texturée acquise est susceptible de contenir des informations relative aux faisceaux. C'est pourquoi la méthode intègre une phase de segmentation 3D effectuée par l'expert. Durant cette phase, l'objectif de l'expert est d'identifier les portions de faisceaux visibles et de les étiqueter. C'est lors de la phase de reconstruction 3D qu'est reconstruit un faisceau donné à partir des portions précédemment étiquetées.

D. Comparaison volumique de nos reconstructions 3D avec des résultats issus de tractographie

1. Choix d'une structure 3D parmi celles reconstruites,
2. Voxellisation,
3. Chargement d'un résultat d'algorithme de tractographie pour comparaison,
4. Comparaison qualitative et quantitative.

La dernière phase consiste à proposer une comparaison quantitative entre l'objet reconstruit et des résultats de tractographie. L'objet reconstruit est considéré comme "vérité terrain". Les résultats de reconstructions de faisceaux par tractographie étant sous forme volumique, il est nécessaire d'opérer une transformation de l'objet surfacique reconstruit. Cette transformation en volume est dénommée voxellisation. La comparaison quantitative entre les deux structures peut aboutir à une évaluation des algorithmes de tractographie.

Après cette description de notre méthodologie, la section suivante décrit l'organisation des différentes contributions en chapitres. Un schéma global y est également inclus.

Organisation des contributions

Cette section présente un schéma montrant l'organisation des contributions, leur positionnement dans la méthodologie proposée (Figure 4.7). Les contributions ont donné lieu à des communications lors de conférences nationales Serres *et al.* (2011b) et internationales avec comité de lecture Serres *et al.* (2011a), Serres *et al.* (2013). D'autre part, un article a également été soumis à un journal international (Zemmoura *et al.* (2013)).

Les chapitres à venir entrent dans le détail de chaque contribution en suivant l'ordre chronologique imprimé par la méthodologie proposée.

Chapitre 5. Le premier chapitre, intitulé "Acquisition 3D surfacique" présente la problématique d'acquisition 3D des étapes de dissection successives d'un spécimen.

Chapitre 6. Le chapitre "Acquisition et Plaquage de Texture" aborde la problématique du plaquage de texture menant à l'obtention de surfaces 3D texturées de qualité.

Chapitre 7. Le chapitre dénommé "Recalage", s'intéresse à la difficulté du recalage 3D nécessaire pour produire l'ensemble de surfaces texturées dans un même repère.

4.5. CONCLUSION

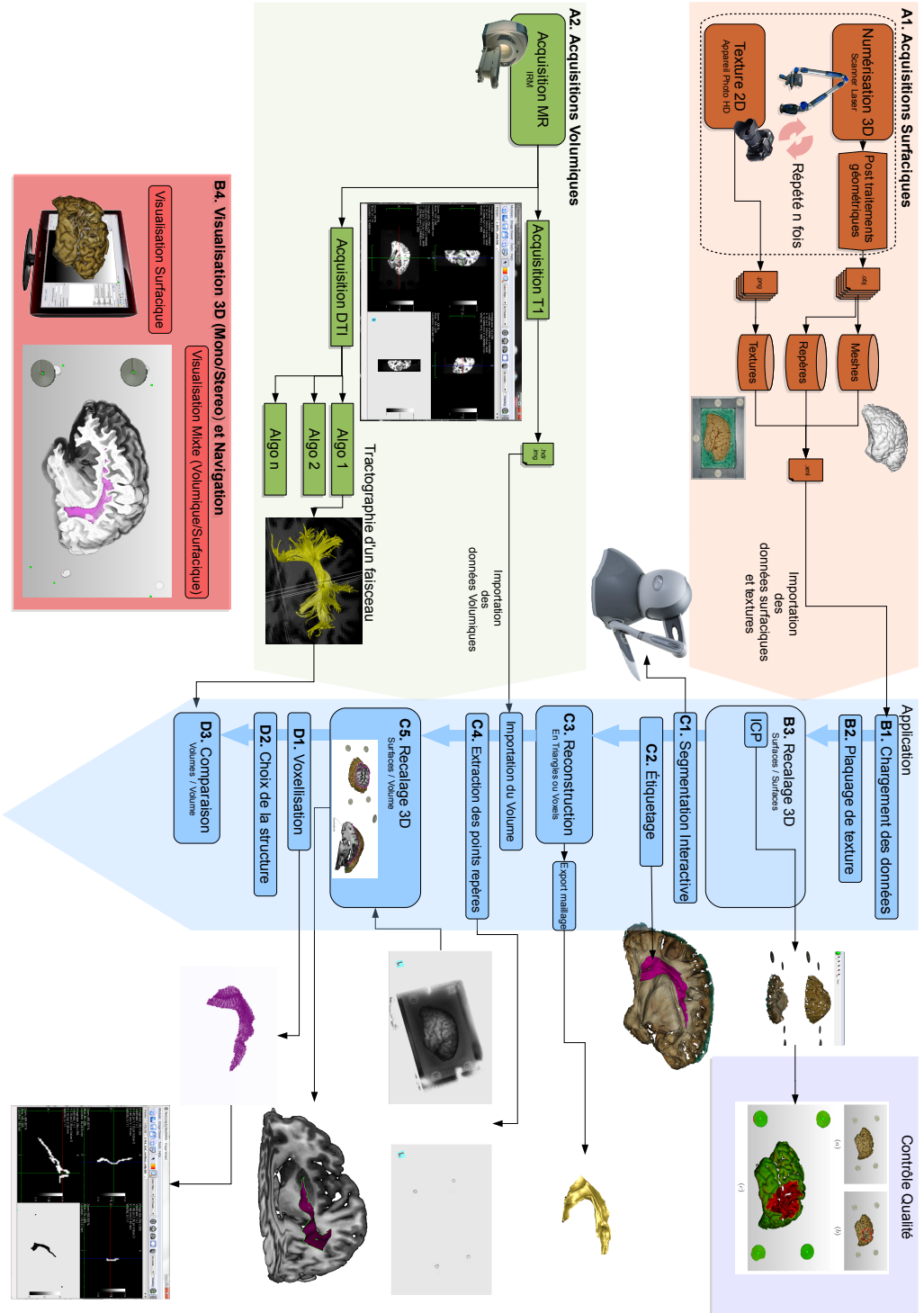


FIGURE 4.7 – Le schéma ci dessus présente l'organisation des différentes contributions présentées dans la suite du manuscrit. Acquisition 3D : Acquisition des données anatomiques surfactiques (A1) et volumiques (A2) - Modélisation réaliste de pièces anatomiques : Projection de textures (B2), Recalage 3D (Surfaces/Surfaces) (B3) - Visualisation et Navigation (B4) - Extraction de connaissances : Segmentation manuelle (C1), étiquetage des structures d'intérêt (C2) - Reconstruction 3D des structures d'intérêt (C3) et recalage dans l'IRM (C5) - Comparaison avec des données issues de tractographie (D1,D2,D3)

Chapitre 8. Le chapitre "Découverte et Extraction de connaissances", présente les différents outils conçus pour rendre possible la découverte de connaissances par l'expert anatomiste.

Chapitre 10. Le chapitre "Reconstruction 3D et Évaluations" propose une méthode de reconstruction 3D ainsi qu'une méthode d'évaluation de la qualité de la reconstruction. Si l'on considère l'application de notre méthodologie proposée aux fibres blanches cérébrales, nous voyons que cette dernière contribution s'est attaquée au dernier verrou avant une comparaison quantitative entre des faisceaux produits par notre méthode (vérités terrains) et des résultats issus d'une autre modalité d'acquisition, comme les faisceaux issus de tractographie.

4.5. CONCLUSION

Chapitre 5

Acquisition 3D surfacique

Sommaire

5.1	Introduction	97
5.2	Choix du dispositif d'acquisition	98
5.2.1	Contraintes	98
5.3	Conception du système d'acquisition	99
5.3.1	La platine	99
5.3.2	Le scanner laser	99
5.3.3	Espace de travail	100
5.4	Acquisition 3D surfacique	101
5.4.1	Protocole d'acquisition	101
5.4.2	Post-traitements géométriques	103
5.5	Évaluations	103
5.5.1	Répétabilité des acquisitions	103
5.5.2	Optimisation des surfaces	104
5.5.3	Limites de l'acquisition Laser	107
5.6	Conclusion	107

Résumé

Dans ce chapitre, nous traitons des contributions apportées par nos travaux en matière d'acquisition surfacique de spécimens anatomiques. Après une étude des contraintes liées à ce type d'acquisition spécifique, nous justifions le choix des matériels nécessaires, capteurs et supports. Nous détaillons ensuite la séquence proposée pour une acquisition successive pendant la dissection du spécimen. Après avoir évalué la qualité des acquisitions produites, nous discutons des limites de la technique proposée.

5.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous détaillons les contributions de nos travaux pour l'acquisition de données de dissection. L'acquisition 3D dans le domaine biomédical évoque plutôt une

acquisition volumique effectuée grâce à l'utilisation d'imageurs volumiques (IRM, Scanner, ...). Il est cependant parfois nécessaire d'acquérir en trois dimensions la surface d'un spécimen ainsi que sa texture avec une haute fidélité. Nous nous intéressons ici à ce type d'acquisition surfacique, haute précision, couplé à un dispositif d'acquisition photographique haute résolution en vue d'obtenir une représentation tridimensionnelle réaliste de spécimens ex-vivo.

5.2 Choix du dispositif d'acquisition

Comme nous l'avons présenté dans le chapitre 2, il existe de nombreuses techniques d'acquisition surfacique. Les dispositifs du marché peuvent être fixes ou mobiles, montés sur un bras ou non. Le choix du dispositif s'effectue en prenant en considération deux types de contraintes : les contraintes inhérentes aux pièces à acquérir et les contraintes sur la précision désirée.

5.2.1 Contraintes

Nous avons recensé les contraintes pour l'élaboration d'un système d'acquisition de pièces anatomiques. Le tableau 5.1 ci-dessous présente les différentes contraintes dont il a fallu tenir compte. Elles concernent principalement les attributs du matériau constituant le spécimen, mais également son organisation topologique et son encombrement.

Couleur	Les variations fortes de couleurs des tissus peuvent brouter les mesures 3D
Propriétés physiques	La translucidité et la brillance des tissus entraînent des problèmes de réflexion ou d'absorption du signal avec les techniques actives
Topologie	Les pièces fortement concaves entraînent des problèmes de visibilité et d'accessibilité des fonds de "caves" ou "trous"
Taille	Le temps nécessaire à une acquisition est impacté, mais aussi l'encombrement et donc l'organisation du poste de travail

TABLE 5.1 – Contraintes d'acquisition surfacique pour des pièces anatomiques

Nous avons établi une liste de critères, suite à un survol des technologies d'acquisition 3D disponibles sur le marché. Les critères recensés qui ont mené au choix du dispositif d'acquisition sont les suivants :

- Précision de l'acquisition : $\pm 50\mu m$ à $\pm 150\mu m$
- Temps d'acquisition : < 2 min
- Qualité des surfaces en sortie (résolution / nombre de points par ligne)
- Acquisition sans contrainte de direction
- Prix d'achat : $< 50K\text{€}$

La technologie qui rassemble l'ensemble de ces critères est la technologie laser. Parmi la

gamme de scanner laser expertisés, notre choix s'est porté sur un dispositif d'acquisition¹ proposé par la société FARO, offrant une très bonne précision ($\pm 100\mu m$) et une haute vitesse d'acquisition (19 200 points par seconde). L'annexe D présente la fiche technique constructeur du dispositif. De plus, le système d'acquisition laser monté sur son bras articulé, autorise un balayage efficace d'une pièce à géométrie quelconque. La section suivante aborde la conception du système d'acquisition par le détail des éléments le constituant.

5.3 Conception du système d'acquisition

Le système est constitué, pour l'acquisition 3D, d'une tête laser montée sur un bras articulé, et pour l'acquisition de texture, d'un boîtier numérique Pentax K10. L'appareil photographique est fixé au sommet d'une colonne. Les pièces anatomiques à acquérir sont placées dans l'espace atteignable du bras.

5.3.1 La platine

Les pièces anatomiques doivent être fixées à un support rigide et repérée par les fiduciels ou *points repères*. Cette platine support a été conçue pour permettre à la fois l'acquisition d'un référentiel surfacique et volumique pour la même pièce, dans l'optique de comparaisons de résultats issus de ces deux modalités d'acquisitions. C'est pourquoi la platine est munie de quatre points repères non coplanaires et compatibles avec ces deux modalités.

En effet, les repères sont constitués par des sphères de 5 mm de diamètre bien visibles à l'IRM, en pondération T1, car remplies d'un corps gras (hyper signal). Chacune d'elle est immobilisée dans un cylindre normalisé (Cf. Figure 5.2(a)) par une vis. La tête de cette vis présente une dépression hémisphérique (Cf. Figure 5.2(b)) afin de permettre une mesure de sa position 3D par la sonde palpeur du bras (Cf. Figure 5.2(c)). Enfin, les prototypes de platines ont été construits avec un matériau spécifique, le PVC² dans le but de pouvoir être imagés par IRM et scanner X sans interférer avec le signal de l'image. En effet, la platine ne doit pas modifier l'image des spécimens contenus.

5.3.2 Le scanner laser

5.3.2.1 Description

Le bras mesure 1,80m et autorise sept degrés de liberté grâce à ses trois articulations. Il est solidarisé à une table scellée, au moyen d'une ventouse à dépression, afin de garantir son immobilité absolue. Une calibration du bras et de la tête laser est nécessaire après l'installation du dispositif afin de s'assurer d'œuvrer dans les conditions optimales du système et ainsi de garantir des acquisitions à la précision nominale de l'appareil. Le modèle de scanner laser choisi possède, en plus de l'acquisition laser, la capacité d'acquérir des positions 3D par palpation. L'ensemble des positions du palpeur sont bien entendu limitées à son espace de travail.

1. FAROArm Fusion v2, 2009 - FARO GmbH

2. PVC : Poly Chlorure de Vinyle

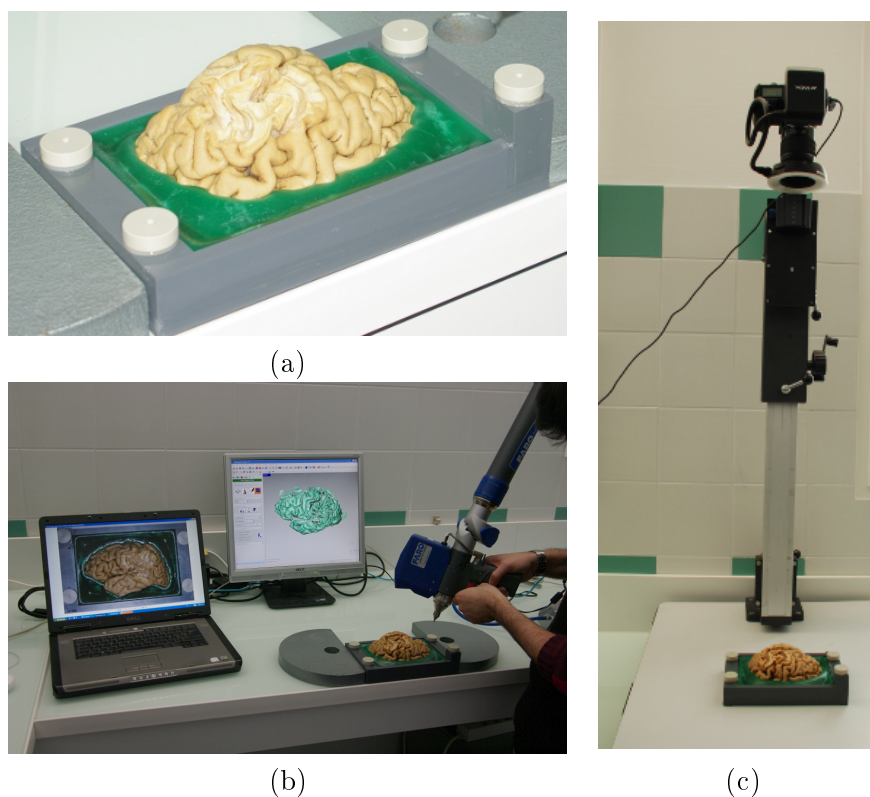


FIGURE 5.1 – (a) Platine en PVC, support recevant les pièces anatomiques (b) Vue du poste de travail de l'anatomiste lors des acquisitions, (c) Colonne support de l'appareil photographique pour l'acquisition de l'orthophotographie.

5.3.2.2 Calibration

La phase de calibration est effectuée une fois l'installation physique terminée, c'est à dire après fixation de la tête laser sur le bras, lui même bien solidaire de son support. La calibration consiste en plusieurs étapes. Dans un premier temps, il faut étalonner le bras mécanique grâce à un support normalisé connu. Cette étape est réalisée en palpant des zones spécifiques du support, notamment une bille et un cône. Pendant cette étape, il est préférable de bien veiller à ce qu'aucune des jointures ne soient en bout de course. La seconde étape concerne la tête laser. Pour obtenir la précision annoncée par le constructeur ($\pm 96\mu m$) il est nécessaire de valider l'ensemble des étapes de calibration. Le poids du support, la méthode de fixation et les variations de températures sont des critères qui peuvent altérer cette précision.

5.3.3 Espace de travail

La figure 5.1(b) est une vue du poste de travail de l'anatomiste pour la partie numérisation 3D, ainsi que pour la capture photographique. Un PC équipé d'un logiciel commercial

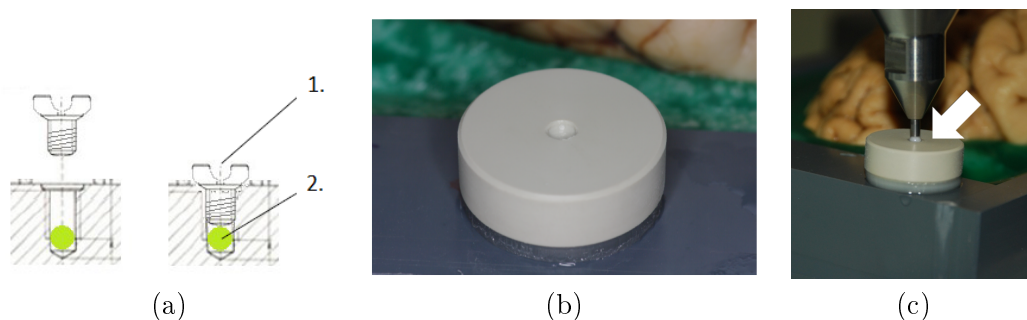


FIGURE 5.2 – (a) Plan de coupe des repères-vis : 1. zone de palpation ; 2. sphère visible à l'IRM, (b) Repères-vis avec demi-sphère creuse pour palpeur, (c) Acquisition du repère par la sonde fixée à l'extrémité du bras.

(Geomagic Studio³) établit la communication avec le scanner laser. Ce logiciel offre une interface de pilotage du dispositif par le biais d'un greffon (plug-in) fourni par le constructeur. Les informations envoyées concernent les différents modes d'acquisition : "palpeur" ou "tête laser", mais également les ordres d'initialisation, de suspension et d'arrêt de l'acquisition. Enfin, il permet la récupération des nuages de points pendant l'acquisition. L'anatomiste possède alors un retour visuel de l'acquisition en temps réel. Cet affichage lui permet de visualiser clairement les zones acquises et en cours d'acquisition. L'anatomiste dispose également d'une information visuelle et sonore pour lui indiquer s'il sort de la zone optimale d'acquisition.

5.4 Acquisition 3D surfacique

5.4.1 Protocole d'acquisition

Dans cette section, nous détaillons le protocole d'acquisition que nous proposons pour mener la phase d'acquisition 3D surfacique. Ce protocole a été établi conjointement avec l'équipe d'anatomistes qui effectuent les dissections. Lorsque l'anatomiste décide de démarrer l'acquisition surfacique et photographique il suit le protocole décrit ci après. Il doit avant tout s'assurer que la pièce n'est pas humide et qu'elle ne présente donc plus de zones susceptibles de produire des reflets. Les étapes successives de l'acquisition sont donc décrites par le diagramme présenté sur la figure 5.3.

3. Geomagic Studio 11, Geomagic Inc, Research Triangle Park, NC, USA

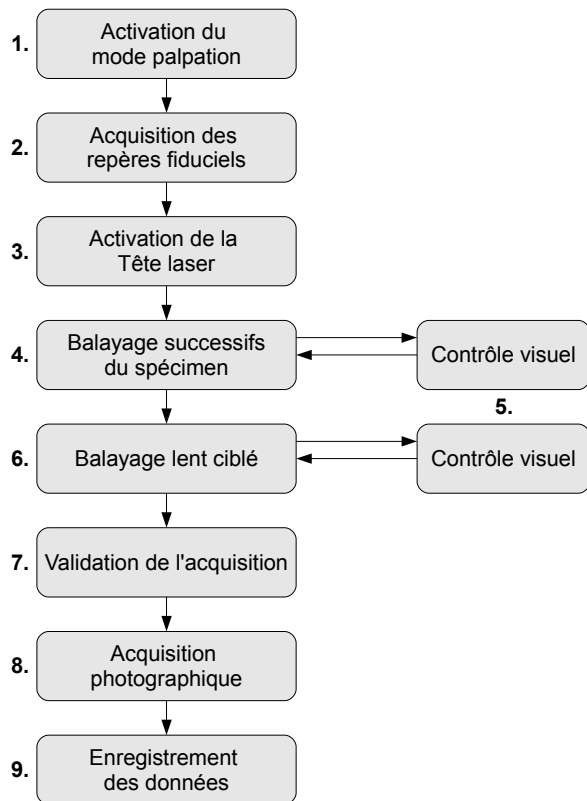


FIGURE 5.3 – Protocole d'acquisition 3D et photographique lors de la dissection.

1. **Activation du mode « palpation » du dispositif :** Le dispositif d'acquisition choisi fonctionne en 2 modes « palpation » et « laser ». Le palpeur qui est situé à l'extrémité du bras articulé permet l'acquisition ponctuelle de positions 3D.
2. **Acquisition des repères fiduciels :** Les 4 repères fiduciels fixés sur la platine sont acquis par le palpeur avant chaque acquisition de surface. Ces points repères permettront plus tard de procéder au recalage des surfaces.
3. **Activation du mode « laser » :** Le balayage laser est activé, la ligne laser apparaît sur la surface en cours d'acquisition.
4. **Balayage successifs du spécimen :** Les balayages successifs de la surface dans les 3 orientations permettent d'acquérir rapidement la majeure partie de la surface.
5. **Contrôle visuel :** Le contrôle visuel du résultat est possible grâce à l'écran de contrôle du poste de travail (Cf. Figure 5.1(b)). Le retour utilisateur montre la progression des zones acquises de la surface.
6. **Passage lent et ciblé :** Les passages répétés dans les zones difficiles d'accès, c'est à dire peu profondes ou occultées par d'autres éléments, est nécessaire pour finaliser l'acquisition. Certaines zones trop profondes sont inaccessibles au faisceau laser, par conséquent, elles demeurent donc sans information.
7. **Validation de l'acquisition :** Lors de cette étape, l'anatomiste visualise et manipule le nuage de point acquis qui est proposé par le logiciel d'acquisition.
8. **Acquisition Photographique :** Le déclenchement de l'acquisition du cliché photographique a lieu pour obtenir l'information de texture.
9. **Enregistrement des données :** Les données brutes de la capture sont sauvegardées selon la normalisation choisie.

5.4.2 Post-traitements géométriques

Les données collectées sont obtenues sous forme de nuage de points et sont volumineuses. La chaîne de post-traitement des données brute d'entrée est présentée par la figure 5.4.

- **Filtrage.** Le premier bloc de traitements est piloté par le paramètre ϵ . Il permet le filtrage des multiples couches de points résultant d'acquisitions de points successives avec recouvrement. Ce filtrage est basé sur un critère de distance minimum entre les points exprimé en millimètres.
- **Triangulation.** La triangulation construit le maillage complet à partir de l'échantillonnage de points en sortie du bloc *Filtrage*.
- **Simplification.** L'étape de simplification du maillage permet de réduire le nombre de polygones le constituant par optimisation locale. Ce processus est piloté par un critère de déviation mesuré pour chaque triangle, entre le maillage avant et après simplification. Cette déviation est notée δ et exprimée en millimètres. La simplification est sujette au contrôle qualité qui permet une visualisation des éventuelles déformations topologiques du maillage, engendrées par l'optimisation locale.

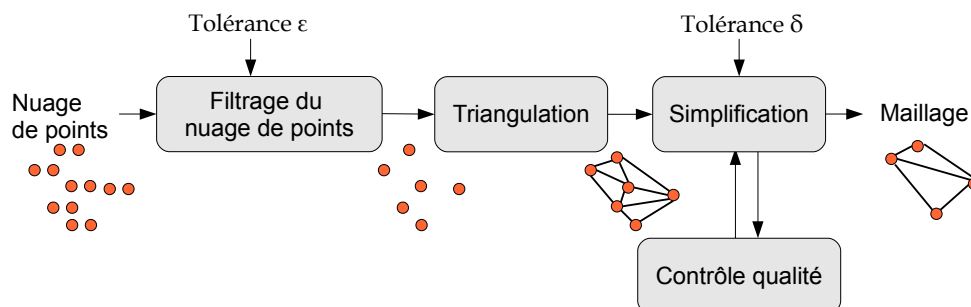


FIGURE 5.4 – Chaîne de post-traitements utilisée.

5.5 Évaluations

5.5.1 Répétabilité des acquisitions

5.5.1.1 Protocole

Afin de nous assurer de la répétabilité des acquisitions de surfaces, nous avons mené une étude basée sur l'acquisition d'un même spécimen d'hémisphère de cerveau à plusieurs reprises. Nous avons suivi le protocole expérimental suivant :

- Trois acquisitions successives du spécimen FIB016HD sont effectuées, à l'étape de dissection #36
- Recalage surfacique des trois acquisitions grâce aux points repères,
- Une comparaison croisée des surfaces deux à deux.

5.5. ÉVALUATIONS

Il est important de noter que les trois acquisitions sont réalisées dans les mêmes conditions (éclairage, positions, nombre de passages).

5.5.1.2 Mesures

Les mesures considérées pour la comparaison de deux surfaces X et X' sont effectuées comme suit :

1. surface X vers surface X'
 - (a) Calcul de l'appariement des points de X avec son plus proche voisin de X'
 - (b) Calcul de distance la distance euclidienne pour chaque point apparié
2. surface X' vers surface X
 - (a) Calcul de l'appariement des points de X' avec son plus proche voisin de X
 - (b) Calcul de distance la distance euclidienne pour chaque point apparié

Pour chaque couple de surfaces, une étude de la répartition des distances mesurées est effectuée (min, max, moyenne et médiane). Les résultats sont présentés dans la section suivante.

5.5.1.3 Résultats

Les résultats obtenus ont été consignés dans un tableau et représentés au moyen de boxplots sur la figure 5.5.

D'après la figure 5.5 nous observons une moyenne des distances mesurées entre les appariements au sens des plus proches voisins toujours comprise entre 100 et $180\mu m$, avec une médiane toujours inférieure à $150\mu m$. Nous pouvons alors conclure que notre dispositif d'acquisition ainsi que les post-traitements géométriques appliqués à nos surfaces permettent d'obtenir une très bonne stabilité entre les différentes acquisitions, ainsi qu'une précision proche des spécifications annoncées par le constructeur du scanner laser (Cf. Annexe D).

5.5.2 Optimisation des surfaces

Un facteur important de la qualité des surfaces 3D manipulées réside dans l'exécution du processus d'optimisation géométrique. Afin d'évaluer le comportement de ces optimisations de la chaîne d'acquisition et pour s'assurer que nous ne perdions pas d'information de manière significative, nous avons mené une évaluation que nous présentons ici. Ces tests ont eu lieu sur :

- un objet « simple » et « connu »
- des pièces anatomiques.

La principale étape de traitement géométrique est la simplification du maillage. Cette simplification a lieu dans un logiciel propriétaire (Geomagic Studio⁴) où le critère de déviation (δ) est le seul paramètre de l'algorithme de simplification. δ est une distance en mm , autorisant l'algorithme à optimiser les triangles coplanaires à $\pm\delta$ mm près par rapport à la surface 3D d'entrée.

4. Geomagic Studio 11, Geomagic Inc, Research Triangle Park, NC, USA

5.5. ÉVALUATIONS

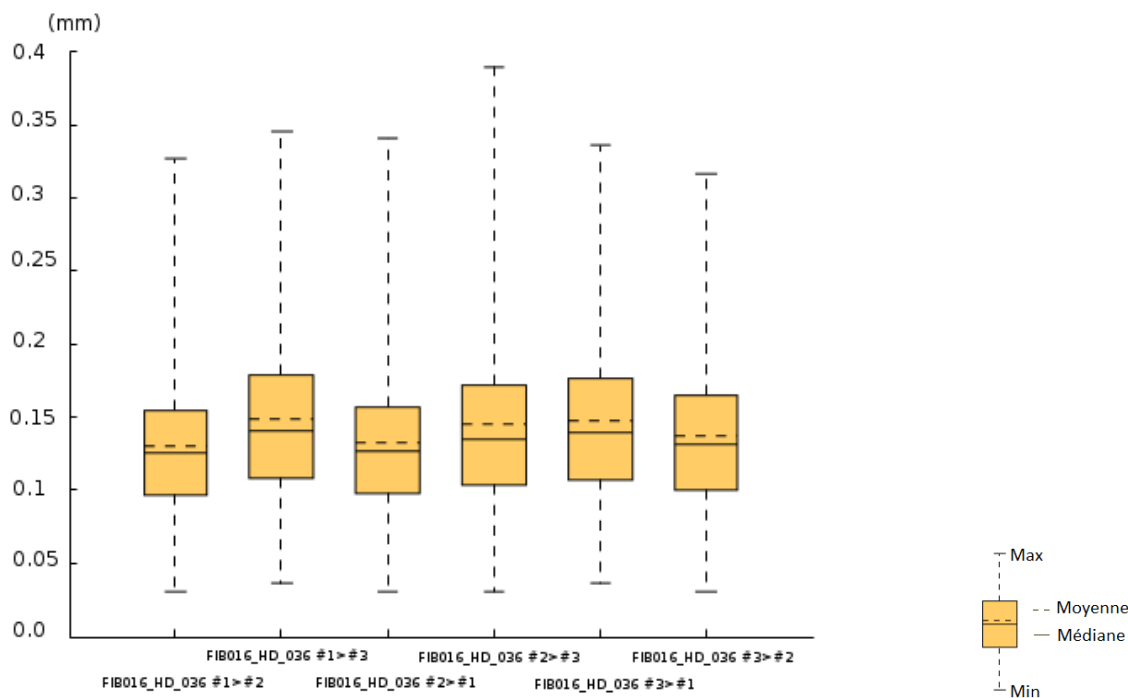


FIGURE 5.5 – Représentation en boxplot de nos résultats de comparaisons croisées des trois surfaces 3D issues des trois acquisitions du même spécimen. Les acquisitions ont été réalisées dans des conditions identiques.

5.5.2.1 Surface régulière - Objet simple

La figure 5.6 montre le résultat de simplifications du maillage brut effectuées avec plusieurs valeurs du critère de déviation. Le tableau 5.2 présente le gain en triangles et sommets ainsi que les taux de compression associés.

	Maillage brut ($\delta = 0mm$)	Maillage simplifié 1 ($\pm 0.01mm < \delta < \pm 0.1mm$)	Maillage simplifié 2 ($\delta = \pm 0.2mm$)
Sommets	68 945	62 596	26 591
Faces	136 698	124 408	52 398
Taux de compression (sommets)	-	10,14%	159,28%
Taux de compression (faces)	-	9,88%	160,88%

TABLE 5.2 – Statistiques de compression pour un maillage 3D de test.

Le tableau 5.2 montre un gain important en nombre de sommets et surtout de faces. Ceci est expliqué par la présence de portions planes sur notre objet de test.

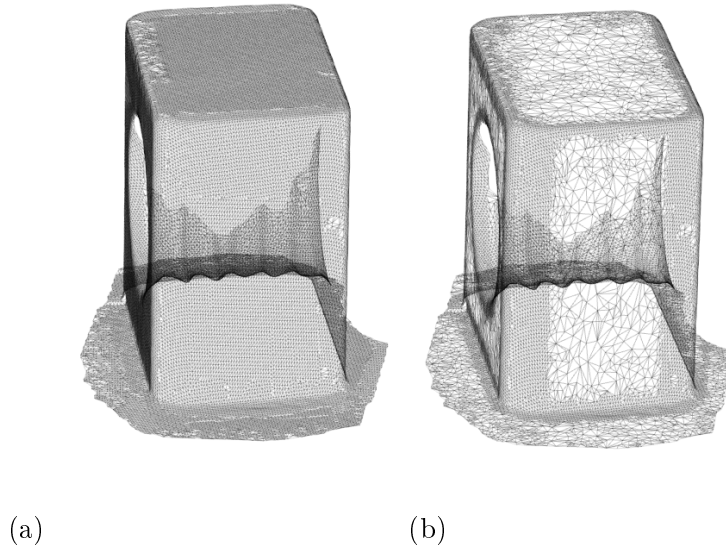


FIGURE 5.6 – (a) Maillage d’une pièce issue d’acquisition surfacique pleine résolution, (b) Maillage simplifié avec $\delta = 0,2mm$, les optimisations locales du maillage sont nettement visibles.

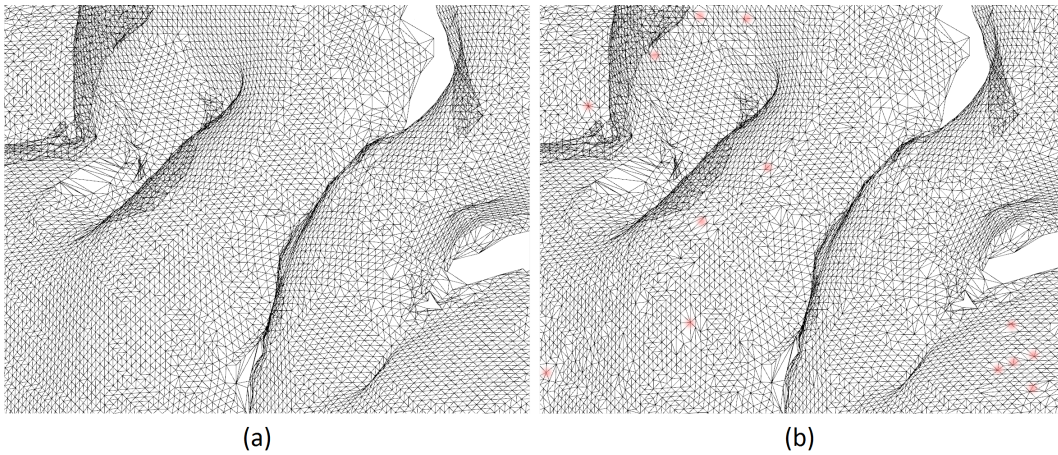


FIGURE 5.7 – (a) Maillage brut d’acquisition laser du cortex (pleine résolution), (b) Maillage simplifié avec $\delta = 0,2mm$, les tâches rouges étiquettent quelques optimisations locales.

5.5.2.2 Surface irrégulière - Spécimen anatomique (cortex)

Nous avons également procédé à ces simplifications sur une surface 3D produite suite à l’acquisition d’un spécimen anatomique. La différence réside alors dans la topologie de la surface, les surfaces 3D issues de spécimens anatomiques sont plus complexes et irrégulières.

Le tableau 5.3 montre le résultat de simplifications effectuées à partir du maillage

5.6. CONCLUSION

brut, en faisant varier les valeurs de δ de 0 mm à 0,2 mm. Nous observons une moindre compression en sommets et en faces. En effet, les surfaces du spécimen anatomique ne contiennent pas ou peu de portions planes. Or, ces portions planes sont les seules sources d'optimisation pour l'algorithme de simplification en conservant la contrainte de forme. Par respect de la contrainte de forme, nous entendons l'assurance de ne pas perdre l'aspect de notre maillage d'entrée. Ces simplifications sont donc très dépendantes de la topologie des données d'entrée.

	Maillage brut ($\delta = 0mm$)	Maillage simplifié 1 ($\pm 0,05mm < \delta < \pm 0,1mm$)	Maillage simplifié 2 ($\delta = \pm 0,2mm$)
Sommets	249 599	240 276	215 819
Faces	492 812	475 683	426 769
Taux de compression (sommets)	-	3,88%	15,65%
Taux de compression (faces)	-	3,60%	15,48%

TABLE 5.3 – Statistiques de compression pour un maillage 3D correspondant à une surface d'hémisphère de cerveau (cortex).

Nous observons que l'algorithme de simplification ne semble pas parvenir à des taux de compression important, même avec un $\delta = 0,2$ mm. D'après les résultats présentés dans la section précédente, sur un objet régulier, nous pouvons conclure que l'irrégularité de ces maillages manipulés ne permet pas une optimisation significative. Nous avons donc choisi de fixer le paramètre δ avec $\delta = 0,1$ mm pour toute la suite de nos travaux.

5.5.3 Limites de l'acquisition Laser

L'acquisition 3D par scanner laser présente tout de même une limite pour des spécimens avec cavités profondes. En effet, ces zones ne sont pas simultanément accessibles pour le faisceau laser et visibles par la caméra, ce qui produit des "trous" dans la surface correspondante. Le remplissage de "trous", permet de corriger le maillage dans les zones où aucun point n'a pu être acquis. Il existe des techniques pour tenter de "remplir" ces trous au mieux, mais nous n'aborderons pas cette problématique ici. En effet, nous avons choisi de ne pas effectuer ces corrections, afin de ne pas distordre les maillages de nos étapes de dissection : dans ces zones, l'information réelle manque. De plus, parmi l'ensemble des acquisitions effectuées lors des différentes expérimentations (Cf. Annexes A.1,A.2, A.3,A.2), nous avons constaté que ces zones "trous" se situent en dehors des zones d'intérêt, et n'influent donc pas sur la qualité des portions de faisceaux qui nous intéressent.

5.6 Conclusion

Nous avons présenté le système d'acquisition complet ainsi que les critères qui ont mené à son choix. Nous avons détaillé le protocole d'acquisition que nous proposons pour

5.6. CONCLUSION

rendre possible le suivi de dissections de pièces anatomiques. Les données résultantes des acquisitions laser sont constituées d'un volume important de points 3D. Nous explicitons la chaîne de post-traitement visant deux buts : obtenir un maillage triangulé et réduire l'encombrement mémoire lors d'un chargement futur. Cependant, la simplification visée ne doit en aucun cas détériorer significativement nos données surfaciques. C'est pourquoi, nous avons évalué le comportement de l'étape de simplification sur des données régulières puis plus complexes. Les données dites régulières étant constituées par l'acquisition laser d'une scène de test représentant un objet géométriquement simple alors que les données dites complexes sont issues de l'acquisition d'un spécimen anatomique. Enfin, nous avons discuté des difficultés d'optimisation liées à la topologie particulière des surfaces 3D issues de l'acquisition de pièces anatomiques. En effet, sur les deux cas étudiés, deux résultats se dessinent : une optimisation importante sur notre objet simple (compression $>150\%$) alors qu'il n'apparaît pas de gain significatif en terme de compression (polygones et points) sur la surface corticale après exécution du processus de simplification avec les critères de tolérance de $100\mu m$ et $200\mu m$. En effet, le gain en terme de compression serait bien meilleur même sur nos maillages d'hémisphères si l'on augmentait plus fortement le δ , or nous choisissons de conserver une précision du système en dessous de $0,5$ mm pour être en mesure de comparer aux reconstructions de faisceaux de fibres issues de tractographie. Pour l'ensemble de nos acquisitions, nous avons donc choisi une valeur de δ à $0,1$ mm.

Chapitre 6

Acquisition et Projection de texture

Sommaire

6.1	Introduction	109
6.2	Contraintes d'acquisition et génération de texture	110
6.2.1	Contraintes d'acquisition	110
6.2.2	Génération de texture	111
6.3	Plaquage de texture	111
6.3.1	Présentation	111
6.3.2	Projection orthogonale	111
6.3.3	Projection perspective	113
6.3.4	Pilotage interactif du projecteur	115
6.3.5	Correction du plaquage par élimination des parties cachées	116
6.4	Évaluations	117
6.4.1	Plaquage interactif	117
6.4.2	Évaluation qualitative	118
6.5	Conclusion	120

Résumé

Ce chapitre est consacré à l'acquisition et la projection de texture en vue d'une modélisation réaliste de spécimens acquis par la méthode décrite dans le chapitre précédent. Nous abordons brièvement les contraintes d'acquisitions photographiques dans le but de produire une texture. Nous nous intéressons ensuite à la méthode de projection optimale pour résoudre cette problématique. Nous présentons ensuite une évaluation des projections obtenues par la méthode perspective, d'un point de vue qualitatif. Enfin, nous justifions l'approche interactive proposée à l'utilisateur pour réaliser cette tâche.

6.1 Introduction

L'ajout de texture sur les acquisition surfaciques 3D apporte une information visuelle supplémentaire par rapport à la géométrie. Dans le cas d'une dissection, cette infor-

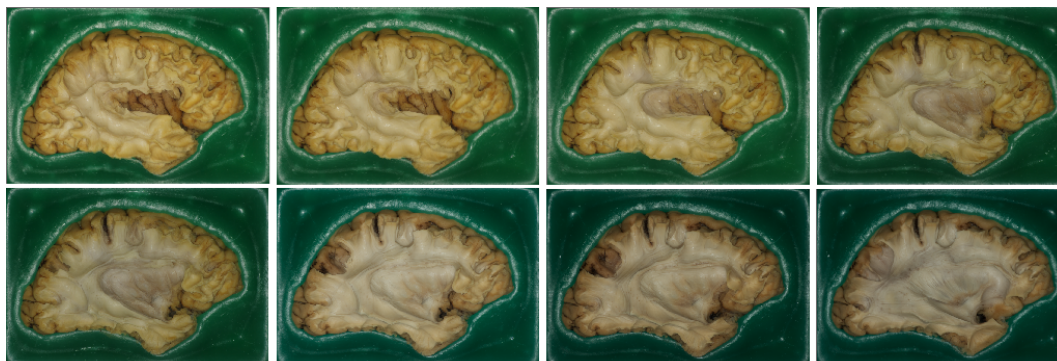


FIGURE 6.1 – 8 étapes successives de dissection d'un hémisphère de cerveau, ayant subi une fixation au formol et solidarisé à son support par de la paraffine (colorée ici en vert). Ces clichés ortho-photographiques sont capturés avec une résolution de 10 mégapixels. C'est à partir de cette information photo-réaliste que l'expert recherche les portions visibles de sa structure d'intérêt (ici, des faisceaux de fibres blanches).

mation visuelle est capitale pour que l'expert puisse identifier des structures d'intérêt post-dissection. C'est pourquoi nous recherchons à acquérir une photographie de la scène à modéliser pour en extraire une texture. Cette photographie (ortho-photographie) permet de construire une texture dite dépendante de la vue (*view dependent texture*). Nous nous intéresserons à l'étape suivante qui consiste à plaquer cette texture sur la surface 3D correspondante, acquise comme présenté dans le chapitre précédent. La projection de texture est un problème de paramétrisation bien connu en informatique graphique. On cherche à faire correspondre à tout sommet d'un maillage dans l'espace 3D (*vertex*), un point (*texel*) d'une texture 2D. Nous nous intéresserons ici plus particulièrement au plaquage d'une texture dépendante de la vue.

6.2 Contraintes d'acquisition et génération de texture

6.2.1 Contraintes d'acquisition

La génération de texture à partir d'une acquisition ortho-photographique nécessite d'obéir à certaines règles. En effet, l'image capturée ne doit pas contenir d'information d'éclairage relative au point de vue : elle doit donc faire apparaître le moins d'informations d'éclairage possible, comme des zones ombres, des reflets de l'environnement, des reflets spéculaires. C'est pourquoi l'étude et la conception des conditions d'éclairage sont des étapes primordiales pour obtenir une texture réaliste. Nous avons donc travaillé avec un photographe professionnel pour établir ces conditions. Nous utilisons un éclairage de type flash annulaire. La spécificité de cet éclairage est qu'il est circulaire et situé autour de l'objectif. Du point de vue de la prise de vue, la lumière provient donc de toutes les directions, atténuant les effets d'éclairage directionnel et donc d'ombre. La figure 6.1 montre l'homogénéité des images obtenues. Une texture est construite pour chaque photographies représentant toutes les étapes de dissection.

6.2.2 Génération de texture

Les textures sont chargées en mémoire graphique (sur GPU¹) et ce stockage implique des contraintes avec le matériel actuel. Les textures sont représentées en mémoire par une matrice carrée. La figure 6.2 montre la même partie d'une image, l'une à la résolution originale (a), l'autre sous échantillonnée (b). Nous remarquons que le sous échantillonnage imposé lors de la synthèse de texture conserve une qualité visuelle suffisante pour l'identification des structures. De plus, on note également une diminution des reflets spéculaires isolés à l'issue du processus de sous échantillonnage.

6.3 Plaquage de texture

6.3.1 Présentation

Deux types de projections existent, la projection orthogonale et la projection perspective. La première est très souvent utilisée en informatique graphique car très simple à mettre en place. Cependant, elle ne convient pas à notre problématique de modélisation photo réaliste. Les deux techniques de projection de texture reposent cependant sur le même principe : évaluer un plan de projection en chaque sommet du maillage *vertex*. Pour effectuer cette évaluation, nous modélisons la transformation de \mathbb{R}^2 dans \mathbb{R}^3 . Pour les besoins calculatoires, les coordonnées textures 2D sont exprimés dans \mathbb{R}^3 par l'équation 6.1, sous leur forme dite homogène.

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} = T_{Proj} \times \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{pmatrix} \quad (6.1)$$

La matrice T représente la transformation recherchée, celle qui permettra d'affecter à chaque sommet du maillage un texel. Nous allons détailler dans un premier temps la projection orthogonale, puis ensuite la projection perspective.

6.3.2 Projection orthogonale

6.3.2.1 Définition

La projection de texture dite orthogonale est une fonction de paramétrisation qui permet d'associer à tout sommet d'un polygone 3D, un pixel 2D issu d'une image.

6.3.2.2 Modélisation

Considérons tout d'abord la figure 6.3 qui présente le repère à considérer ainsi que la géométrie des plans proches et lointains qui permettent de définir l'espace de projection.

1. GPU : Graphic Processing Unit

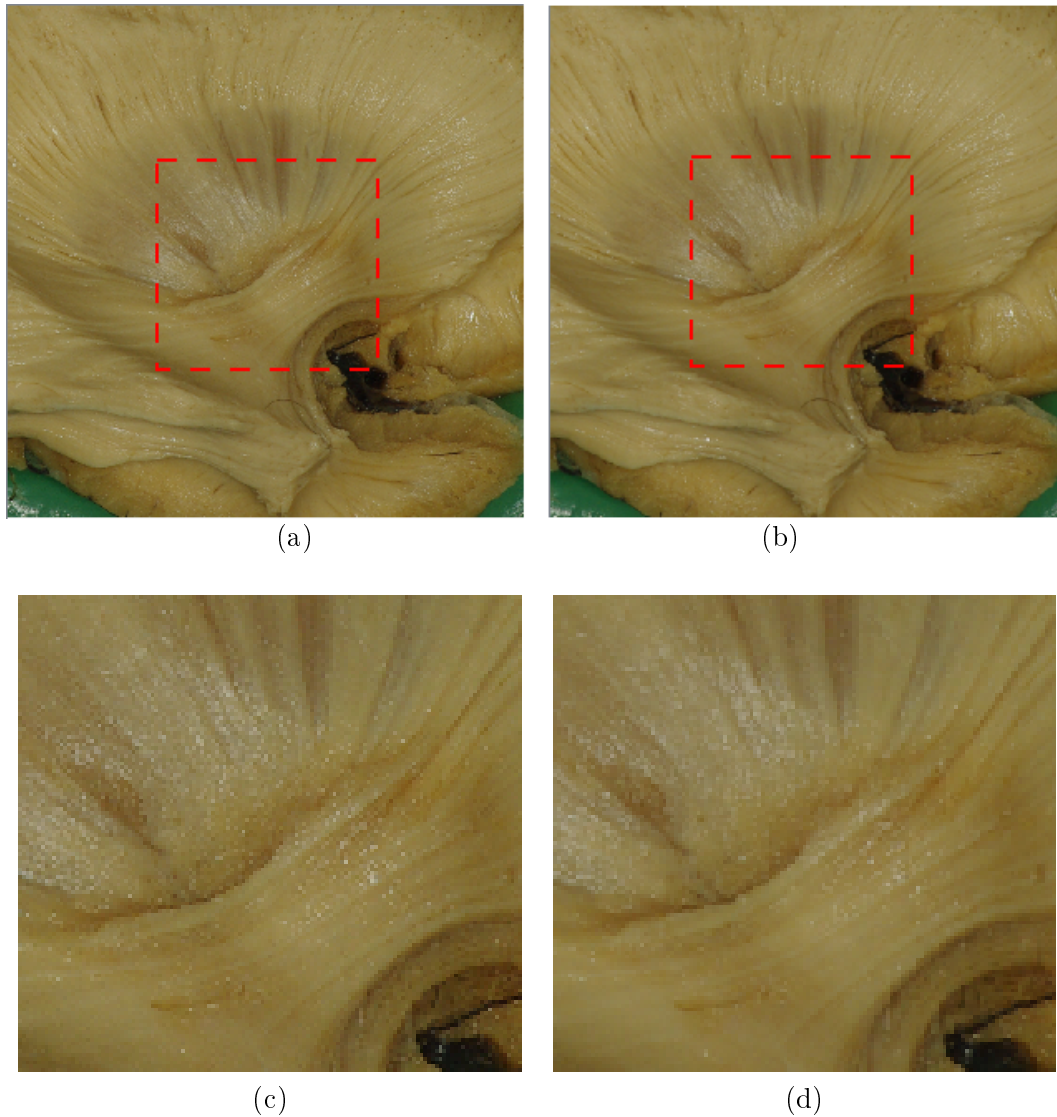


FIGURE 6.2 – (a) partie de l'image acquise en résolution originale (10 Mpixels), (b) partie identique de l'image mais sous échantillonnée en 2048x2048. (c) et (d) sont un grossissement de la zone matérialisée en rouge, respectivement de l'image originale et de l'image sous échantillonnée.

Une projection peut être codée par une matrice 4x4. Voici ci-dessous, une description de la matrice 4x4 de projection nécessaire pour construire une projection orthogonale.

On pose

- w et h , respectivement largeur et hauteur du plan de projection,
- n : coordonnées z du plan proche (*near plane*),
- f : coordonnées z du plan lointain (*far plane*)

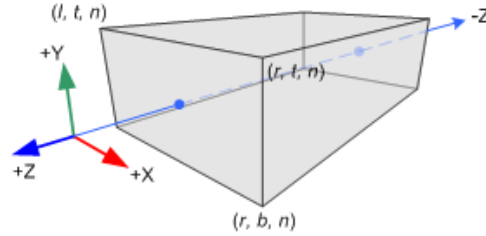


FIGURE 6.3 – Géométrie de projection orthogonale. n : "near", plan proche ; f : "far", plan lointain ; r : plan droit ; l : plan gauche ; t : plan haut ; b : plan bas.

$$T_{Proj} = \begin{pmatrix} \frac{2}{w} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{2}{h} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{f-n} & -\frac{n}{f-n} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}$$

6.3.3 Projection perspective

6.3.3.1 Idée

L'idée de la méthode de projection perspective est de simuler une projection de la texture comme s'il elle résultait d'un projecteur optique. La projection d'une texture par cette manière nécessite que la position point $P(x,y,z)$ du projecteur doit correspondre au point de vue depuis lequel l'image texture a été acquise. Dans cette méthode, il faut évaluer la position et l'orientation du projecteur virtuel.

6.3.3.2 Modélisation

La figure 6.4 présente le repère du projecteur ainsi que les éléments de la géométrie de projection identiques au modèle de projection orthogonal, en ajoutant le paramètre θ , angle "d'ouverture".

Pour modéliser cette projection, nous faisons intervenir le modèle matriciel classique de position/orientation. La matrice 4x4 de projection est codée ainsi :

On pose

- w et h , respectivement largeur et hauteur du plan de projection,
- n : coordonnées z du plan proche (*near plane*),
- f : coordonnées z plan lointain (*far plane*),
- θ : l'angle d'ouverture

6.3. PLAQUAGE DE TEXTURE

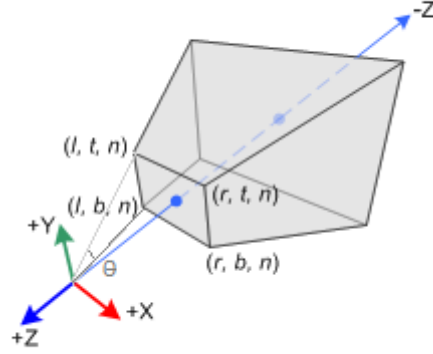


FIGURE 6.4 – Géométrie de projection perspective. n : "near", plan proche; f : "far", plan lointain; r : plan droit; l : plan gauche; t : plan haut; b : plan bas; θ : angle d'ouverture.

$$P_{projecteur} = \begin{pmatrix} \frac{h}{w} \times \arctan(\frac{\theta}{2}) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \arctan(\frac{\theta}{2}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{f}{f-n} & -\frac{f \times n}{f-n} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}$$

Soit T_{proj} , matrice 4x4 de transformation Espace *Texture* \rightarrow Espace *Objet* avec

- $P_{projecteur}$: matrice 4x4 de projection,
- $V_{projecteur}$: matrice 4x4 de position/vue,
- M_{objet} : matrice 4x4 de transformation de l'objet

On introduit également une matrice constante d'ajustement (*scale and bias*) qui permet d'exprimer les coordonnées de texture $\begin{pmatrix} s \\ r \\ t \\ q \end{pmatrix}$ dans $[0;1]$ par convention, alors qu'ils le sont initialement dans $[-1;1]$.

$$S_{ajustement} = \begin{bmatrix} 1/2 & 0 & 0 & 1/2 \\ 0 & 1/2 & 0 & 1/2 \\ 0 & 0 & 1/2 & 1/2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

L'équation 6.2 ci-dessous présente le calcul de T_{proj} :

$$T_{proj} = S_{ajustement} \times P_{projecteur} \times V_{projecteur} \times M_{objet} \quad (6.2)$$

Cette transformation T_{proj} modélise l'ensemble des transformations qui permettent d'effectuer un plaquage de texture perspective. Nous allons maintenant décrire le processus interactif proposé à l'utilisateur pour piloter les paramètres du projecteur afin d'obtenir le plaquage recherché.

6.3.4 Pilotage interactif du projecteur

Nous avons vu précédemment que la position et l'orientation de notre projecteur est décrite dans l'espace grâce à la matrice $V_{projecteur}$. D'autres paramètres dit intrinsèques, comme l'angle d'ouverture θ , sont codés dans la matrice $P_{projecteur}$. L'ensemble des paramètres du projecteur sont donc :

- L'angle d'ouverture θ ,
- La position $Proj(x, y, z)$ du projecteur,
- L'orientation R_z du projecteur autour de l'axe des altitudes

L'objectif d'offrir la possibilité à l'utilisateur d'opérer le pilotage interactif du projecteur, afin d'obtenir le résultat de projection adéquat. La figure 6.5 décrit le dispositif et les mouvements permis à l'utilisateur pour piloter le projecteur.

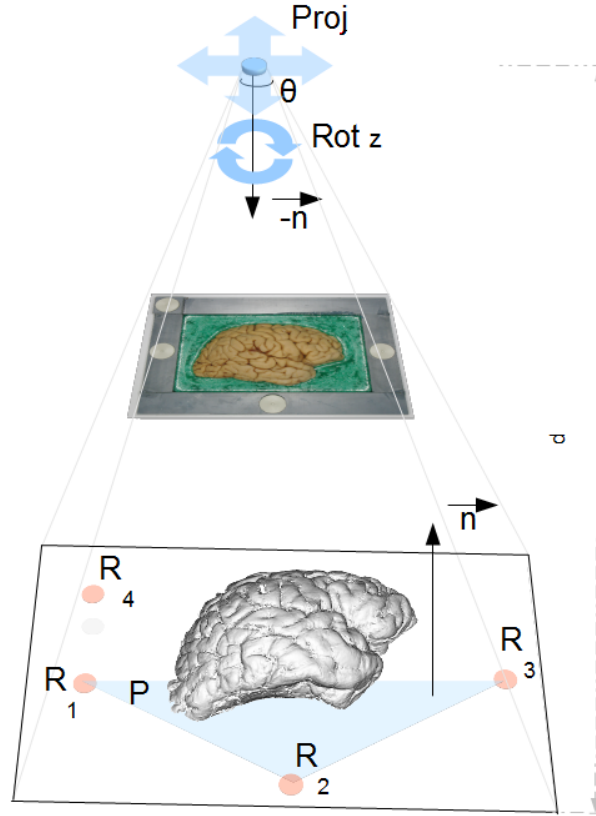


FIGURE 6.5 – Schéma du positionnement du projecteur. Soit P le plan formé par les repères R_1 , R_2 et R_3 , et \vec{n} sa normale. $G(x_g, y_g, z_g)$, l'isobarycentre des points R_1 , R_2 , R_3 et R_4 . d est la distance du projecteur au plan P . Initialement, le projecteur est positionné en un point $Proj(x_g, y_g, d)$ de manière à projeter orthogonalement la texture sur notre surface. Les paramètres θ et d sont inhérents à l'acquisition et sont fixés. Les flèches bleues indiquent les degrés de liberté offerts à l'utilisateur pour piloter le projecteur, c'est à dire les translations dans le plan P , ainsi que la rotation R_z .

Lorsque la projection de texture est validée par l'anatomiste, nous achevons l'étape de plaquage de texture par un processus d'élimination des parties cachées.

6.3.5 Correction du plaquage par élimination des parties cachées

Après avoir projeté la texture sur le maillage, nous obtenons une information de couleur pour l'ensemble des sommets composant ce maillage. Or ce plaquage ne reflète pas la réalité de notre objet, puisque l'information contenue dans la texture ne correspond en réalité qu'à un seul point de vue (orthogonal aux surfaces). Il apparaît alors nécessaire de supprimer ces informations de couleur qui n'existent pas à ces positions. Elles résultent de la continuité mathématique de la paramétrisation. L'information réelle que l'on recherche pour ces points du maillage n'existe pas dans la photo-texture acquise (occlusion).

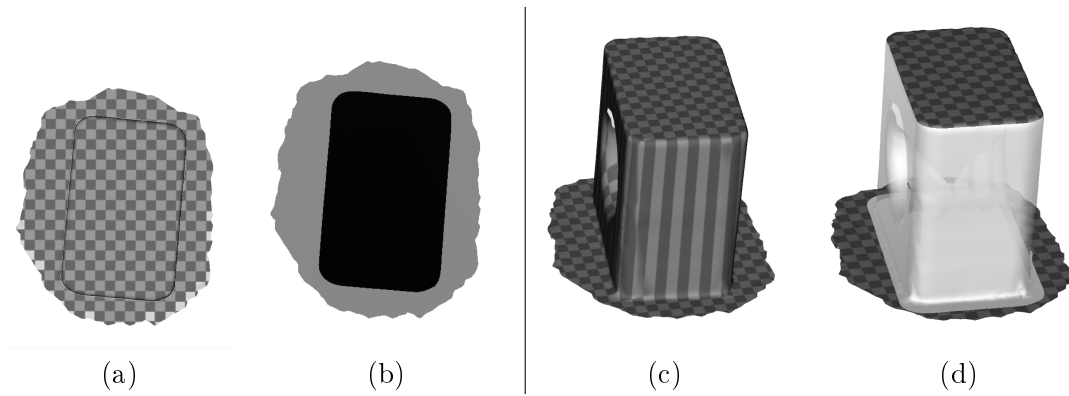


FIGURE 6.6 – (a) Vue de la scène depuis le projecteur de texture (b) Image de la profondeur de la scène vue depuis le projecteur, (c) Point de vue utilisateur, rendu initial et (d) rendu corrigé avec la technique inspirée du shadow mapping.

Pour cela, nous avons mis en place une méthode basée sur une technique de rendu permettant de simuler l'ombrage, le *shadow mapping*.

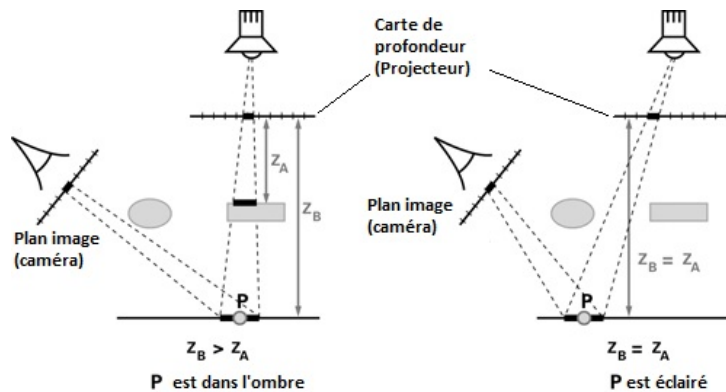


FIGURE 6.7 – Schéma de principe de la technique d'ombrage porté. La carte de profondeur est calculée à partir du point de vue du projecteur - d'après "The CG Tutorial", Nvidia Corp.

Ce que l'on nomme carte de profondeur est une image codant l'information de profondeur de la scène en niveau de gris, pour un point de vue donné (Figure 6.6(a)). Ce résultat est récupéré directement depuis un tampon dit de profondeur (z-buffer) après un rendu de la scène. Nous cherchons ici à projeter un motif depuis une position donnée (Figure 6.6(b)) et uniquement sur les parties visibles de l'objet depuis ce point de vue. Dans notre cas, les zones "d'ombres" sont donc ces zones invisibles depuis notre projecteur virtuel, pour lesquelles nous ne disposons pas d'information de couleur.

La technique de rendu se décompose en trois étapes :

1. Générer une carte de profondeur de la scène, selon le point de vue de notre projecteur,
2. Filtrer les pixels du plan image (Caméra) ayant une profondeur supérieure à celle contenue dans la carte de profondeur à la même position 3D,
3. Redessiner la surface sans information de texture à la place des pixels filtrés.

La figure 6.7 propose un schéma détaillant les positions du projecteur et du point de vue caméra.

Revenons sur l'objet sur lequel nous souhaitons projeter le motif et observons le rendu obtenu sans l'application de cette technique (6.6(c)) et avec (6.6(d)). La partie du motif qui semblait "étirée" dû à une interpolation du système de projection apparaît découpée, ne laissant texturées uniquement les zones visibles depuis le projecteur de texture.

6.4 Évaluations

6.4.1 Plaquage interactif

Dans nos travaux, nous recherchons à obtenir une texture correctement projetée pour l'ensemble de nos étapes de dissection modélisées. La technique de projection de texture perspective présentée dans ce chapitre possède un avantage important. En effet, grâce à notre architecture, il est techniquement possible de rendre ce processus exécutable en temps réel, autorisant une approche interactive pour aider le système à bien positionner la texture. L'expert peut en fait guider le système pour ajuster la projection de texture. Pour cela, on dispose des points repères 3D matérialisés sur la surface par de petites sphères et ceux en 2D, détectés par le système sur les photo-textures.

Ce processus n'est effectué qu'une seule fois par spécimen, sur la première surface. Cela est possible car toutes les photographies ont été acquises dans les mêmes conditions et que les surfaces ont été recalées par rapport à cette surface de référence. Ainsi, la transformation définie lors de cette phase à l'aide de l'utilisateur peut être appliquée directement à toutes les autres surfaces.

La section suivante détaille l'évaluation qualitative qui a pu être menée avec des experts et des utilisateurs néophytes.

6.4.2 Évaluation qualitative

6.4.2.1 Protocole

Nous avons réalisé une scène de test constitués d'objets simples, dont nous avons acquis la géométrie ainsi qu'une ortho-photographie. Après avoir chargé cette surface et la texture correspondante dans notre système, nous avons demandé à deux experts de positionner la texture grâce aux repères aisément identifiables en 2D et en 3D. Un troisième expert a effectué une manipulation identique sur une scène plus complexe : une étape de dissection. Pour effectuer leur recalage, les experts ont la possibilité de manipuler l'objet 3D ou bien la texture pour ajuster le recalage. Nous avons ensuite demandé à un ce groupe d'expert d'auto-évaluer leur recalage, d'apprécier la qualité des différents plaquages de texture effectués. Nous avons ensuite également procédé à une évaluation des résultats, en tant qu' auteurs des scènes. Les scènes 1 et 2 étaient plus simples que la scène représentant l'hémisphère de cerveau. L'évaluation a porté sur plusieurs critères dont la qualité du résultat, ainsi que le temps consacré pour obtenir un résultat satisfaisant. L'auto-évaluation des experts est présentée dans le tableau 6.1 et notre évaluation des résultats dans le tableau 6.2. La figure 6.8 montre les trois résultats de projection.

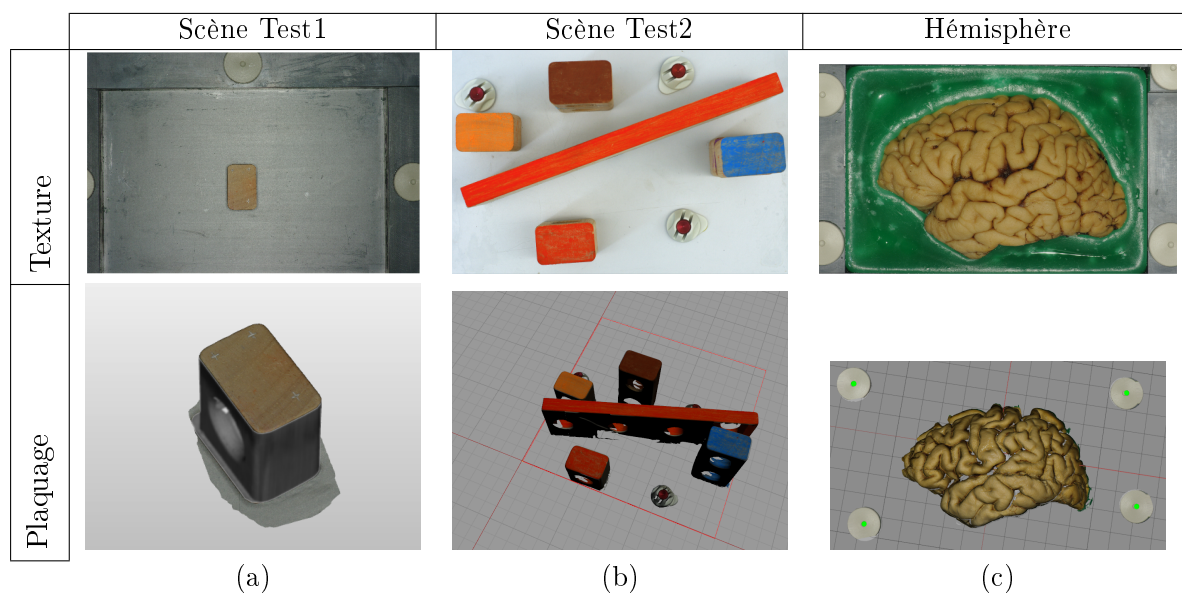


FIGURE 6.8 – Résultats de projection de textures sur la scène de Test1 (a) puis la scène Test2 (b), et sur un hémisphère fixé et avant dissection (c).

6.4.2.2 Discussion

Dans notre cas, il est intéressant de permettre à l'expert de mettre en correspondance visuelle la photo-texture et la surface 3D représentant la pièce anatomique, puisqu'il détient une bonne connaissance de la pièce. L'expert est donc à même de juger la qualité de la projection et éventuellement l'ajuster pour qu'elle reflète au mieux la réalité. On

6.4. ÉVALUATIONS

	Scène Test1				Scène Test2				Surface Corticale						
Présence de défauts de positionnement ? (débordements, décalages, ...)															
Expert 1	Oui	Non				Oui	Non				Oui	Non			
	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>				<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>				<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>			
Expert 2	Oui	Non				Oui	Non				Oui	Non			
	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>				<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>				<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>			
Expert 3	Oui	Non				Oui	Non				Oui	Non			
	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>				<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>				<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>			
Temps nécessaire avant obtention du résultat souhaité (①:long ... ⑤:court)															
Expert 1	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Expert 2	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Expert 3	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Simplicité de mise en œuvre (①:simple ... ⑤:complexe)															
Expert 1	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤
	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Expert 2	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤
	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Expert 3	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sentiment sur la qualité globale du plaquage effectué (①:médiocre ... ⑤:excellente)															
Expert 1	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Expert 2	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Expert 3	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤	①	②	③	④	⑤
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

TABLE 6.1 – Tableau présentant la synthèse de l'auto-évaluation du placage de texture les 3 "experts"

note que pour quelques experts le processus de plaquage interactif paraît un peu long. Concernant les résultats de leur auto-évaluation, on peut dire que les experts ont pris plus de temps pour la scène de l'hémisphère de cerveau, mais sont tout de même tous parvenus à un résultat satisfaisant. En fait, selon les points pouvant servir de repères dans la scène autres que les repères eux-même nous notons une variabilité du résultat. Enfin, il semble que l'aisance de l'expert avec le système ait une influence significative.

Concernant l'évaluation fournie par le groupe d'utilisateurs, on note que malgré quelques défauts remarqués, la perception du recalage est plutôt stable pour les trois cas qui leur ont été soumis.

6.5. CONCLUSION

	Scène Test1				Scène Test2				Surface Corticale												
Présence de défauts de positionnement ? (débordements, décalages, ...)																					
Expert 1	Oui ☑	Non ☐	Oui ☑				Non ☐	Oui ☐				Non ☑									
Expert 2	Oui ☐	Non ☑	Oui ☑				Non ☐	Oui ☐				Non ☑									
Expert 3	Oui ☐	Non ☑	Oui ☐				Non ☑	Oui ☐				Non ☑									
Combien de défauts avez vous identifiés ?																					
Expert 1	0 à 5 ☐	5 à 10 ☑	>10 ☐	0 à 5 ☐				5 à 10 ☑	>10 ☐	0 à 5 ☑				5 à 10 ☐	>10 ☐						
Expert 2	0 à 5 ☑	5 à 10 ☐	>10 ☐	0 à 5 ☐				5 à 10 ☑	>10 ☐	0 à 5 ☑				5 à 10 ☐	>10 ☐						
Expert 3	0 à 5 ☑	5 à 10 ☐	>10 ☐	0 à 5 ☑				5 à 10 ☐	>10 ☐	0 à 5 ☑				5 à 10 ☐	>10 ☐						
Sentiment sur la qualité globale du résultat (①:médiocre ... ⑤:excellente)																					
Expert 1	① ☐	② ☐	③ ☐	④ ☑	⑤ ☐	① ☐				② ☐	③ ☐	④ ☑	⑤ ☐	① ☐				② ☐	③ ☐	④ ☑	⑤ ☐
Expert 2	① ☐	② ☐	③ ☐	④ ☐	⑤ ☑	① ☐				② ☐	③ ☐	④ ☐	⑤ ☑	① ☐				② ☐	③ ☐	④ ☑	⑤ ☐
Expert 3	① ☐	② ☐	③ ☐	④ ☑	⑤ ☐	① ☐				② ☐	③ ☐	④ ☑	⑤ ☐	① ☐				② ☐	③ ☐	④ ☐	⑤ ☑

TABLE 6.2 – Tableau présentant la synthèse des résultats de l'évaluation du plaquage de texture par 5 utilisateurs.

6.5 Conclusion

L'étape du plaquage de texture est primordiale, puisqu'elle permet d'obtenir des surfaces 3D texturées de chacune des étapes de dissection. Le système fait intervenir l'expert pour contrôler la projection. Le système de projection mis en place ici est interactif. L'utilisateur positionne l'objet grâce à des rotations et translations pour obtenir le plaquage souhaité. Ce travail n'est effectué qu'une seule fois, sur la première surface, l'ensemble des textures étant acquis depuis le même point de vue. Un apport futur, consisterait en une semi-automatisation de ce processus en ne demandant à l'expert de ne localiser que les points repères dans l'espace de la texture (2D) et sur le maillage (3D). Ainsi, à l'aide de ces informations de correspondance et d'une technique de recalage 2D/3D, nous pourrions proposer un plaquage qui ne nécessiterait qu'un contrôle visuel et le cas échéant des ajustements utilisateurs mineurs.

Chapitre 7

Recalage

Sommaire

7.1	Introduction	122
7.2	Méthode de recalage	122
7.2.1	ICP	122
7.3	Protocole de tests	125
7.3.1	Définition des données expérimentales	125
7.3.2	Description du protocole	125
7.3.3	Définition des erreurs	126
7.4	Résultats	129
7.4.1	Validation de la méthode	129
7.4.2	Validation du recalage sur des données réelles	134
7.4.3	Conclusion	136
7.5	Recalage de Surface sur Volume	137
7.5.1	Méthode de recalage	137
7.5.2	Extraction des sphères depuis l'IRM	137
7.5.3	Résultats de l'extraction	138
7.6	Validation du recalage Surface sur Volume	139
7.6.1	Validation quantitative	139
7.6.2	Validation qualitative	141
7.7	Conclusion	142

Résumé

Dans ce chapitre, il est question de problématique de recalage 3D. Les données impliquées peuvent être considérées comme des nuages de points. Nous présentons tout d'abord une méthode bien connue de la littérature, l'ICP. Nous sommes également confrontés au recalage pour obtenir nos surfaces 3D dans le repère d'une acquisition IRM. Nous montrons comment nous avons pu l'adapter pour répondre à la problématique de recalage posée. Nous détaillons ensuite les évaluations menées pour décider des points à prendre en compte pour le recalage. Nous présentons également les métriques d'erreurs utilisées.

7.1 Introduction

Après avoir acquis, puis texturé les surfaces, nous nous intéressons dans ce chapitre à leur recalage 3D. En effet, chaque surface représente le même objet ou spécimen dans un état différent et dans une position et orientation différente. Il est donc nécessaire de repositionner toutes les surfaces dans un même repère commun, en vue d'une reconstruction future. Ces surfaces sont ensuite recalées dans le volume IRM acquis avant dissection. Nous décrivons tout d'abord la méthode utilisée, puis nous présentons ensuite les résultats obtenus par les différents recalages pour les données surfaciques. Nous abordons ensuite le cas du recalage des surfaces dans le volume. Enfin, nous exposons les résultats des validations proposées.

7.2 Méthode de recalage

7.2.1 ICP

Après avoir acquis plusieurs surfaces d'une scène de test, et ce dans les mêmes conditions d'expérimentation, nous avons travaillé à déterminer une méthode de recalage 3D satisfaisante pour nos surfaces 3D. L'ensemble des techniques décrites reposent sur une méthode présentée par Besl et McKay (1992), l'ICP. L'ICP, pour *Iterative Closest Point*, est un algorithme itératif qui permet de trouver la transformation à appliquer à un nuage de points A à faire correspondre avec un nuage de points B . Les itérations de l'algorithme permettent de trouver un minimum local qui est en fait ici la transformation optimale en rotation et translation. Cette technique possède l'avantage de nous assurer une convergence. La Figure 7.1 représente de manière intuitive, en 2D. Le principe de l'ICP est décrit par l'algorithme 1.

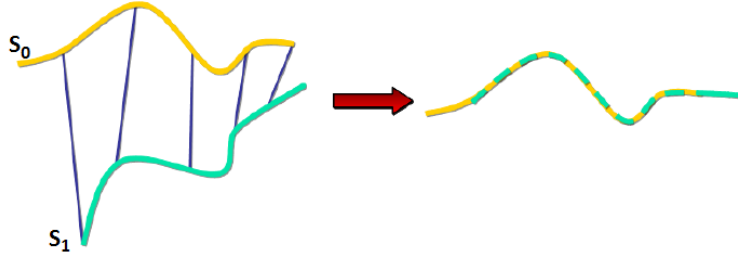


FIGURE 7.1 – Exemple 2D de convergence de l'ICP.

Algorithme Soit S_1 , l'ensemble de points à recaler sur S_0 , on définit ϵ comme l'erreur de distance moyenne entre S_0 et S_1 , c'est à dire

$$\epsilon = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M ||(S_0)_i - plusProcheVoisin(S_0, S_1)_i||^2$$

On pose comme critère d'arrêt de l'ICP : $\epsilon < \delta$. L'algorithme stoppe donc lorsque l'écart moyen entre les deux surfaces est inférieur à δ . On choisit $\delta = 0.001\text{mm}$. La fonction

EvaluerTransformation, fournit une matrice de rotation et translation qui minimise la fonction objectif (Equation 7.1)

Require: $\delta \in \mathbb{R}$

```

1:  $\epsilon \leftarrow \infty$ 
2:  $N \leftarrow \max\{\text{card}(S_0), \text{card}(S_1)\}$ 
3:  $\text{iteration} \leftarrow 0$ 
4: while  $((\epsilon < \delta) \&\& (\text{iteration}! = \text{MAX\_ITERATIONS}))$  do
5:   for  $i$  allant de 1 à  $N$  do
6:      $\text{liste\_correspondances} \leftarrow \text{RechercherPlusProcheVoisin}(S_{0,i}, S_1)$ 
7:   end for
8:    $M_{\text{Rot}}, \vec{t} \leftarrow \text{EvaluerTransformation}(\text{liste\_correspondances})$  // T, matrice 4x4 de Rotation/Translation
9:    $S_1 \leftarrow \text{AppliqueTransformation}(S_1, M_{\text{Rot}}, \vec{t})$ 
10:   $\epsilon \leftarrow \text{CalculErreurMoyenne}(S_0, S_1)$ 
11: end while
12: return  $\epsilon$ 
```

Algorithme 1 : Algorithme ICP

7.2.1.1 Recherche du plus proche voisin

A chaque itération, l'algorithme ICP nécessite un appariement entre les points de l'ensemble "source" S_0 vers les points de l'ensemble "cible" S_1 . C'est dans ce but qu'un appariement au sens des plus proches voisins est calculé. Par un algorithme de recherche linéaire naïf cette opération en $O(N)$ est bien souvent très coûteuse quand N est grand. Il existe des méthodes de partitionnement de l'espace, et notamment celle des *k-d tree* Bentley (1975) permettant de réduire cette complexité à une complexité moyenne en $O(\log(N))$, avec dans le pire des cas une complexité en $O(N)$. Nous avons mis en œuvre une structure en *k-d tree* dans notre implémentation.

7.2.1.2 Calcul de la transformation

A chaque itération, l'ICP nécessite également une évaluation de la transformation en rotation et translation pour déplacer le nuage source vers le nuage cible. De nombreuses méthodes de résolution ont été développées, nous choisissons ici la méthode de Horn (1987), dite du *quaternion unitaire*. Cette méthode est adaptée à notre problème puisque nous travaillons avec les quaternions dans notre modélisation des rotations. Cette méthode fournit un quaternion qui représente la rotation optimale, permettant de minimiser l'équation 7.1. C'est ce qui est effectué par la fonction *EvaluerTransformation* dans l'algorithme 1.

$$f(M_{\text{Rot}}, \vec{t}) = \frac{1}{N_{S_0}} \sum_{i=1}^{N_{S_0}} \|(S_0)_i - (M_{\text{Rot}}((S_1)_i) + \vec{t})\|^2 \quad (7.1)$$

Translation. L'estimation de la translation optimale est directe. On pose P et P' respectivement l'ensemble des points sources et cibles. \vec{t} s'exprime alors ainsi :

$$\vec{t} = \bar{P} - \bar{P}'$$

Rotation. Nous nous intéresserons plus particulièrement à l'algorithme de l'évaluation de la rotation optimale R , obtenue sous la forme d'un quaternion q .

Les grandes étapes de la solution proposée par Horn (1987) sont décrites ci-après. Dans un premier temps, les coordonnées de chacun des points P et P' composant les deux surfaces 3D S_0 et S_1 sont exprimées par rapport à leur centre de gravité respectif \bar{P} et \bar{P}' .

On pose : $N_{Source} = \text{card}(S_0)$ et $N_{cible} = \text{card}(S_1)$

$$\forall i \in N_{Source}, P_i = P_i - \bar{P}$$

et

$$\forall j \in N_{Cible}, P'_j = P'_j - \bar{P}'$$

Nous construisons ensuite la matrice M (3x3) avec les produits des 9 combinaisons possibles :

$$M = \begin{pmatrix} S_{xx} & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{yx} & S_{yy} & S_{yz} \\ S_{zx} & S_{zy} & S_{zz} \end{pmatrix}$$

avec

$$S_{xx} = \sum_{i=1}^n x_{P_i} x_{P'_i}$$

$$S_{xy} = \sum_{i=1}^n x_{P_i} y_{P'_i}$$

, S_{xz} , S_{yx} , S_{yy} , S_{yz} , S_{zx} , S_{zy} et S_{zz} sont construits de manière analogue.

Nous construisons enfin la matrice N (4x4) à partir des combinaisons des valeurs de M . N est alors définie ainsi :

$$N = \begin{pmatrix} (S_{xx} + S_{yy} + S_{zz}) & S_{yz} - S_{zy} & S_{zx} - S_{xz} & S_{xy} - S_{yx} \\ S_{yz} - S_{zy} & (S_{xx} - S_{yy} - S_{zz}) & S_{xy} - S_{yx} & S_{zx} - S_{xz} \\ S_{zx} - S_{xz} & S_{xy} + S_{yx} & (-S_{xx} + S_{yy} - S_{zz}) & S_{yz} - S_{zy} \\ S_{xy} - S_{yx} & S_{zx} + S_{xz} & S_{yz} + S_{zy} & (-S_{xx} - S_{yy} + S_{zz}) \end{pmatrix}$$

A partir de cette matrice M , nous calculons les valeurs propres $\lambda_1 \dots \lambda_4$ avec $\det(N - \lambda I) = 0$, et I la matrice identité (4x4). Il nous est nécessaire de trouver la plus grande valeur propre positive λ_{max} qui nous permet de calculer le vecteur propre associé $\vec{\lambda}$. Les quatre composantes de ce vecteur permettent de construire directement le quaternion $q(x, y, z, w)^T$ représentant la rotation optimale R recherchée.

La transformation ainsi trouvée, est appliquée sur le nuage source pour déplacer ses points et lancer une nouvelle itération de l'ICP.

7.2.1.3 Critère d'arrêt et convergence

L'algorithme de l'ICP stoppe lorsque l'un des deux critères "nombre d'itérations maximum" ou " $\epsilon < \delta$ " est atteint. Il est à noter que le nombre d'itérations maximum peut terminer l'algorithme sans que la solution optimale n'ait été trouvée. La convergence de l'ICP est assurée, cependant, il est également important de noter que le résultat obtenu est très dépendant de l'initialisation. Par exemple, si les deux nuages de points sont symétriquement opposés au début, l'algorithme convergera bien vers un minimum local, mais il ne fournira pas le recalage escompté.

7.3 Protocole de tests

7.3.1 Définition des données expérimentales

Afin d'être en mesure de choisir la méthode qui apporte les meilleures performances pour notre application, nous avons effectué une expérimentation sur une scène de test. L'expérimentation proposée nécessite un maillage 3D d'une scène repérée par quatre points de repères non coplanaires. La figure 7.2(a) est une vue de la scène considérée. Les caractéristiques du maillage (figure 7.2(b)) sont présentées dans le tableau 7.1.

Nombres de points	83 945
Nombres de triangles	165 974
Surface minimale des triangles	3.10^{-4} <i>mm</i> ²
Surface maximale des triangles	0,935 <i>mm</i> ²
Surface moyenne des triangles	0,095 <i>mm</i> ²
Dimensions de la scène (l x L x h)	202 x 124 x 57 <i>mm</i>
Résolution d'échantillonnage (mm)	0,02 <i>mm</i>
Dispositif d'acquisition	Faro ScanArm v2

TABLE 7.1 – Caractéristiques de la scène de test choisie pour l'expérimentation

La section suivante pose les définitions des différentes valeurs d'erreur auxquelles nous nous intéressons pour évaluer les méthodes de recalage.

7.3.2 Description du protocole

Nous disposons de deux surfaces issues d'une seule et même acquisition d'une scène de test. S_0 est la scène originale et S_1 est la scène S_0 transformée dans l'espace. Cette transformation 3D est une composition de translation et rotation quelconque de S_0 (Figure 7.3(a)). Cet état constitue l'initialisation de l'algorithme ICP.

- Nous nous proposons d'évaluer dans un premier temps trois méthodes de recalage :
- la première est basée sur l'ensemble des deux nuages de points des deux surfaces (Figure 7.3(b)),
 - la seconde est basée sur un sous ensemble de points sélectionné par l'utilisateur (Figure 7.3(c)),

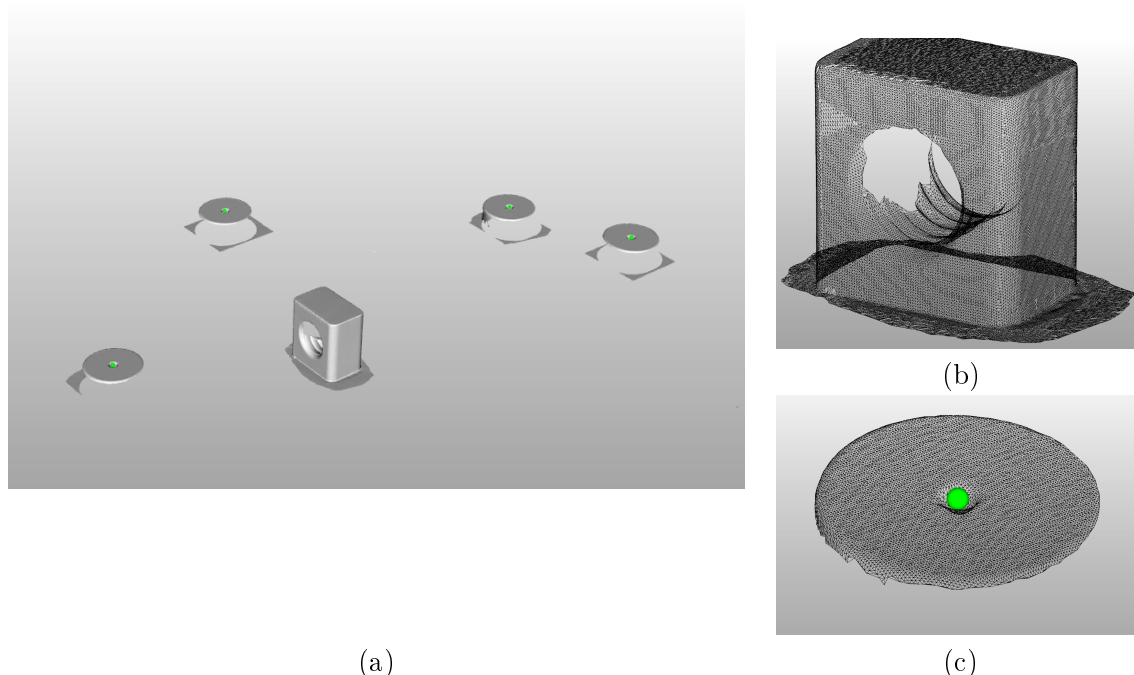


FIGURE 7.2 – (a) Vue d'ensemble la scène de test acquise - (b) vue détaillée du maillage de l'élément principal - (c) vue détaillée du maillage de la tête de vis constituant un repère à l'acquisition laser. La sphère verte matérialise la position exacte du centre de la tête de vis (position palpée).

– la dernière est basée sur les seuls quatre points repères (Figure 7.3(d)).

La première méthode paraît assez logique dans la mesure où l'on souhaite recalculer deux surfaces qui représentent le même objet ou bien sur lequel les modifications géométriques entre surfaces sont minimales. La seconde méthode prend en compte une sélection d'un sous ensemble de chacune des surfaces à recalculer. Nous faisons ici l'hypothèse que ce sous-ensemble est constitué de parties retrouvées identiques dans les deux surfaces. Ainsi, le résultat du recalage ne serait pas sujet à variations dues aux réelles modifications qui ont tout de même lieu entre deux étapes de dissection successives. Enfin, la troisième méthode contraint plus le système en imposant des points repères clairement identifiés.

A chacune de ces trois méthodes correspond un calcul différent du critère interne de l'ICP (sur l'ensemble des points, sur un sous ensemble des points, sur les fiduciels). Comme nous le verrons dans la section suivante, l'évaluation du résultat du recalage portera toujours sur les surfaces complètes (Cf. *TRE* défini dans la section suivante).

7.3.3 Définition des erreurs

Lorsque qu'intervient un recalage, il est primordial d'évaluer la précision du système à l'aide de mesures d'erreurs. Il faut cependant que ces mesures soient pertinentes. En ce qui concerne les recalages basés sur des repères fiduciels, on trouve dans la littérature les travaux de Fitzpatrick *et al.* (1998), Fitzpatrick et West (2001), Fitzpatrick et Galloway

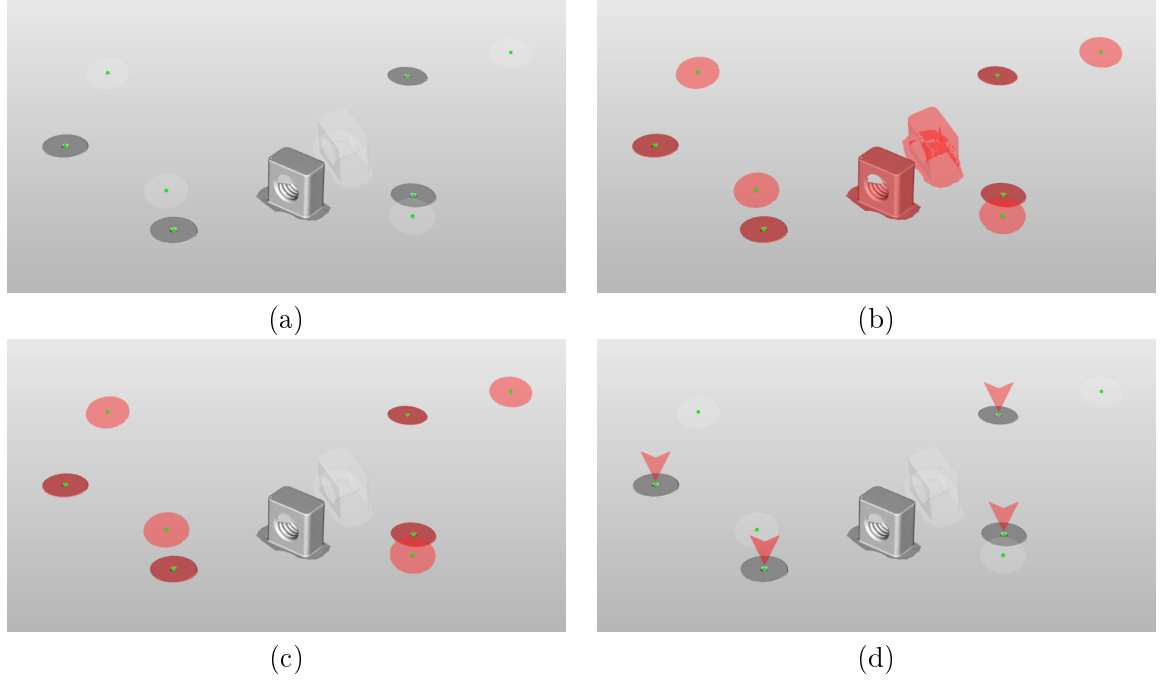


FIGURE 7.3 – (a) Vue des deux scènes de test considérée dans l’expérimentation. La scène en transparence (source) est une copie de la scène de base (cible), ayant subi une transformation aléatoire. - En rouge apparaissent les données considérées dans les expérimentations : (b) l’ensemble des sommets du maillage, (c) certaines parties sélectionnées par l’utilisateur (têtes de vis), (d) les seuls points repères acquis par palpation.

(2001) qui présentent des études et discussions sur les notions

- d’erreur de localisation des repères fiduciels (*Fiducial Localization Error* ou FLE),
- d’erreur de recalage des repères fiduciels (*Fiducial Registration Error* ou FRE),
- d’erreur de recalage de la surface cible (*Target Registration Error* ou TRE).

Comme les deux surfaces sont identiques le résultat optimal atteignable avec un recalage parfait se traduit par une mesure de TRE nulle.

Dans cette étude, nous cherchons à recalquer une surface S_0 avec une surface S_1 . L’erreur de recalage entre S_0 et S_1 peut être appréciée par des indicateurs comme :

- δ_{moy} : Erreur globale moyenne,
- δ_{max} : Erreur maximum.

On pose $\Omega_{s_1 \rightarrow s_0}(X)$ l’application qui à tout point X de S_0 fait correspondre son plus proche voisin dans S_1 .

On définit δ_{locale} comme étant l’erreur dite locale. Elle est définie comme la distance euclidienne d’un point de la surface source avec son correspondant de la surface cible au sens du plus proche voisin. $\forall i \in N$,

$$\delta_{locale} = ||X_i - \Omega_{s_1 \rightarrow s_0}(X_i)||$$

Cette valeur est indicative de la qualité du recalage d’un point X_i de S_0 par rapport à son correspondant dans S_1 .

On définit également N comme suit :

$$N = \min(\text{card}(S_0), \text{card}(S_1))$$

7.3.3.1 L'erreur globale moyenne

Elle est définie par itération comme la moyenne des erreurs locales de l'itération i .

$$\delta_{moyenne} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\delta_{locale})_i$$

Nous proposons cette valeur comme un indicateur de qualité du recalage de l'ensemble du nuage.

7.3.3.2 L'erreur maximum

Elle est définie par itération par :

$$\delta_{max} = \max_{i=0}^N (\delta_{locale})_i$$

L'erreur maximum indique la distance δ_{locale} maximale rencontrée après recalage de S_1 sur S_0 pour chaque appariement de points de S_1 sur S_0 au sens du plus proche voisin.

7.4 Résultats

7.4.1 Validation de la méthode

Les sections suivantes décrivent les résultats obtenus dans les différentes configurations. Les figures 7.4, 7.6 et 7.9 proposent un histogramme de la répartition des points 3D en fonction de l'erreur, ainsi qu'un visuel de la scène montrant la répartition spatiale de l'erreur en codant sa valeur du vert (valeur min de δ_{locale}) au rouge (valeur max de δ_{locale}). Ce codage couleur apporte une information visuelle sur une localisation des erreurs. Les mesures sont effectuées à l'issue de l'exécution de l'ICP, avec $\delta = 10^{-2}mm$ et une exécution bornée à 100 itérations maximum.

7.4.1.1 Recalage sur le nuage de points complet

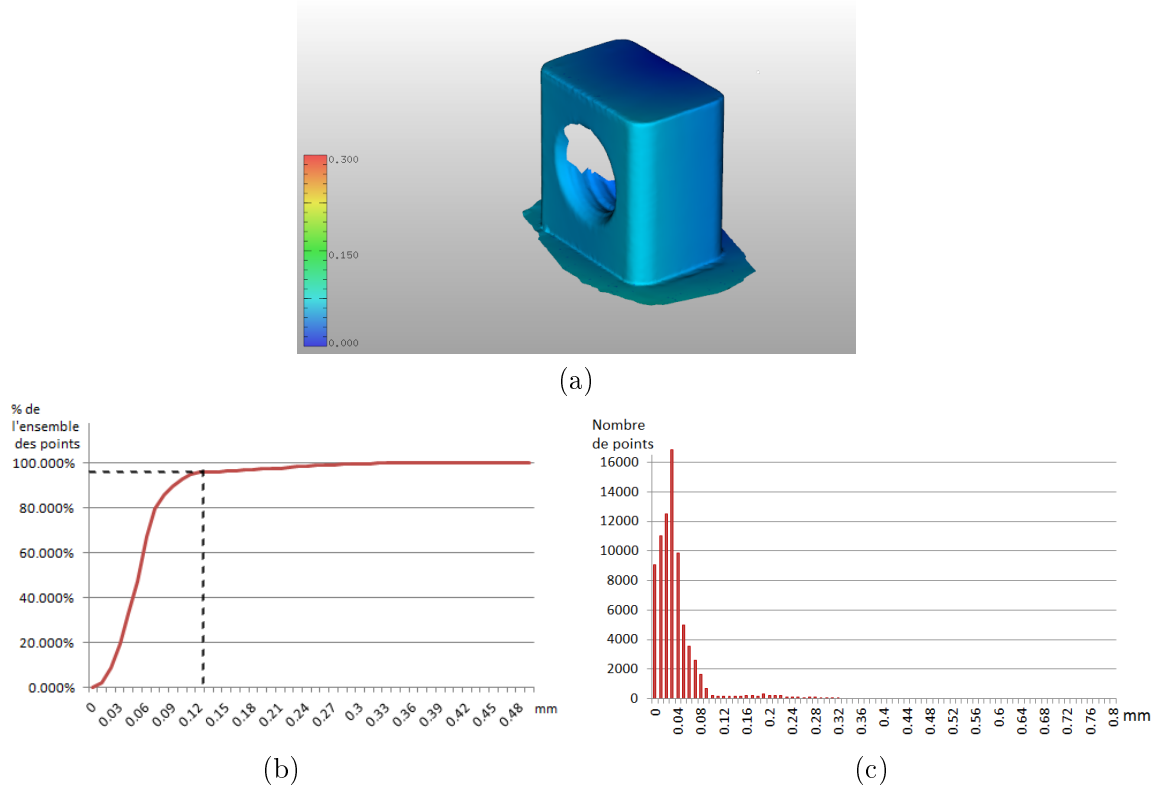


FIGURE 7.4 – *Target Registration Error* - (a) Visuel de la répartition des erreurs δ_{locale} - (b) Répartition en pourcentage des sommets selon les erreurs δ_{locale} - (c) histogramme de la répartition des erreurs locales δ_{locale} mesurées à l'issue du recalage des deux nuages en utilisant l'ensemble des sommets des deux surfaces.

Dans ce cas d'étude, l'ensemble des points du nuage source sont à recaler sur l'ensemble des points du nuage cible. Nous nous intéressons à la figure 7.4(b) présentant la courbe d'évolution du taux cumulé de sommets en fonction de l'erreur δ_{locale} en *mm* et plus particulièrement à l'intervalle $[0\text{ mm} ; 0,34\text{ mm}]$. Il apparait alors que plus de 98% des

7.4. RÉSULTATS

erreurs locales se situent dans l'intervalle $[0 \text{ mm} ; 0,13 \text{ mm}]$. La courbe présentée figure 7.4(c) montre que si l'on considère l'erreur δ_{locale} pour la totalité des sommets, nous observons que l'erreur mesurée δ_{locale} est toujours inférieure à $0,34 \text{ mm}$.

Erreurs mesurées (mm)				
min	max (δ_{max})	moyenne ($\delta_{moyenne}$)	médiane	écart type
0,0017	0,3436	0,0568	0,0516	0,0403

TABLE 7.2 – Intervalle, valeur médiane, moyenne et écart type des δ_{locale} données en mm, lors d'un recalage prenant en considération l'ensemble des points des deux nuages en utilisant l'ensemble des sommets des deux surfaces.

Le tableau 7.2 propose un récapitulatif statistique des distances mesurées entre les points des deux nuages à recaler. La valeur de la médiane et la moyenne couplée à l'écart type nous renseignent sur l'ensemble des valeurs d'erreur mesurées.

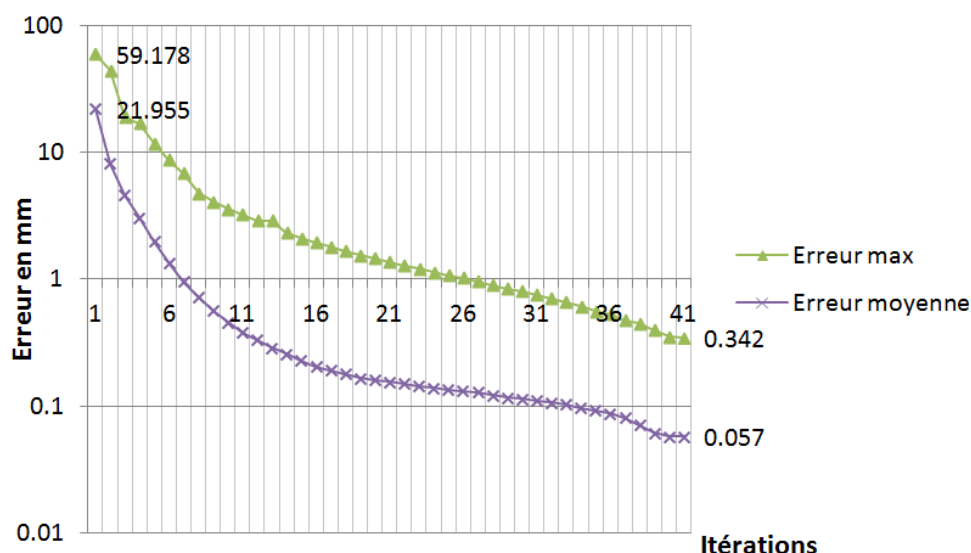


FIGURE 7.5 – Évolution de $\delta_{moyenne}$ et δ_{max} au cours des itérations de l'ICP, pour le recalage de deux acquisitions de notre scène de test.

Après avoir considéré la répartition de ces erreurs et donc apprécié quantitativement ce recalage de nuages de points, nous nous intéressons maintenant à la convergence du recalage. La figure 7.5 propose de visualiser l'évolution de $\delta_{moyenne}$ ainsi que δ_{max} au fil des itérations de l'ICP. Nous remarquons tout d'abord que la convergence de l'ICP, c'est à dire l'obtention du minimum local recherché est atteint après 40 itérations. Nous notons une décroissance relativement rapide des erreurs mesurées, de 22 mm pour la première itération pour se stabiliser vers $0,057 \text{ mm}$ à l'issue.

7.4. RÉSULTATS

7.4.1.2 Recalage sur nuage de points partiel

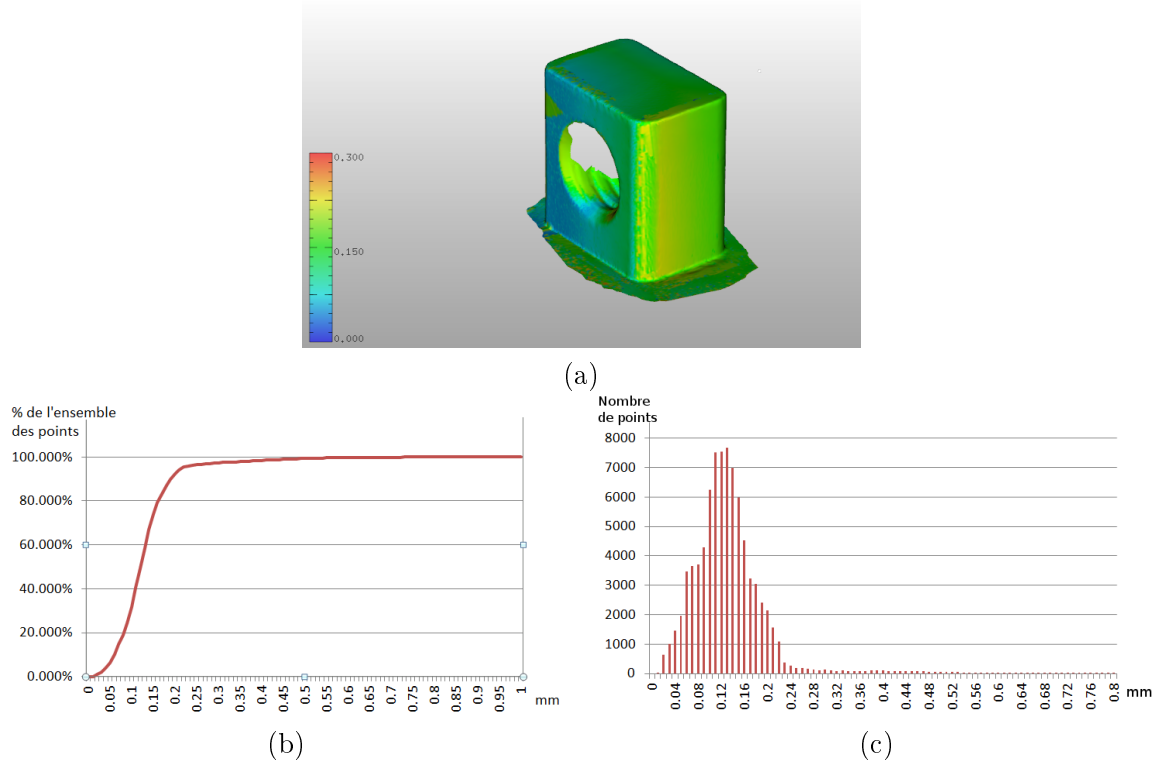


FIGURE 7.6 – *Target Registration Error* - (a) Visuel de la répartition de l'erreur δ_{locale} - (b) Répartition en pourcentage des sommets selon les erreurs locales δ_{locale} - (c) histogramme de la répartition des erreurs locales δ_{locale} mesurées à l'issue du recalage des deux nuages en se basant sur une partie du nuage (sélection des têtes de vis).

Erreurs mesurées (mm)				
min	max (δ_{max})	moyenne ($\delta_{moyenne}$)	médiane	écart type
0,0022	0,8	0,129	0,12	0,0724

TABLE 7.3 – Intervalle, valeur moyenne, médiane et écart type des δ_{locale} lors d'un recalage des deux nuages en se basant sur une partie du nuage (sélection des têtes de vis).

Dans ce cas d'étude, nous nous sommes intéressés plus particulièrement à un sous ensemble de points du nuage source à recaler sur l'ensemble des points du nuage cible. Ce sous ensemble sélectionné a été constitué des quatre têtes de vis présentes dans les deux nuages (Cf. figure 7.3(b)). L'histogramme des erreurs locales mesurées montre ici un regroupement des δ_{locale} inférieur de 0,8 mm.

Nous nous intéressons maintenant à la vitesse de convergence de l'ICP lors du recalage. La figure 7.7 propose de visualiser l'évolution de $\delta_{moyenne}$ ainsi que δ_{max} au fil des itérations de l'ICP, au sens de la *Fiducial Registration Error*. Nous remarquons tout d'abord que la convergence de l'ICP, c'est à dire l'obtention du minimum local recherché

7.4. RÉSULTATS

est atteint ici après 45 itérations. Nous notons la décroissance relativement rapide des erreurs mesurées, pour se stabiliser vers 0,16 mm à l'issue de l'exécution de l'algorithme.

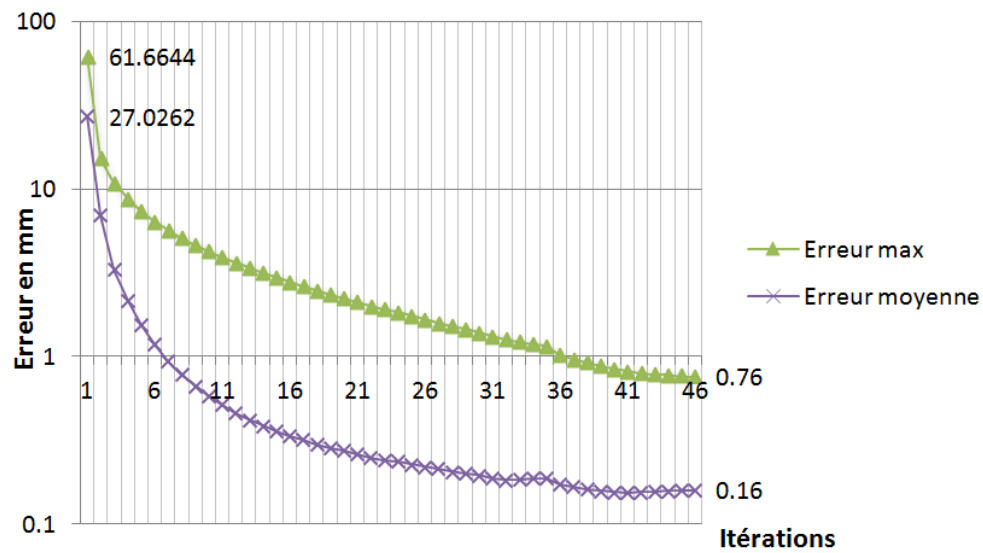


FIGURE 7.7 – *Fiducial Registration Error* - Évolution de $\delta_{moyenne}$ et δ_{max} au cours des itérations de l'ICP, pour le recalage de deux acquisitions de notre scène de test.

7.4. RÉSULTATS

7.4.1.3 Recalage sur points repères

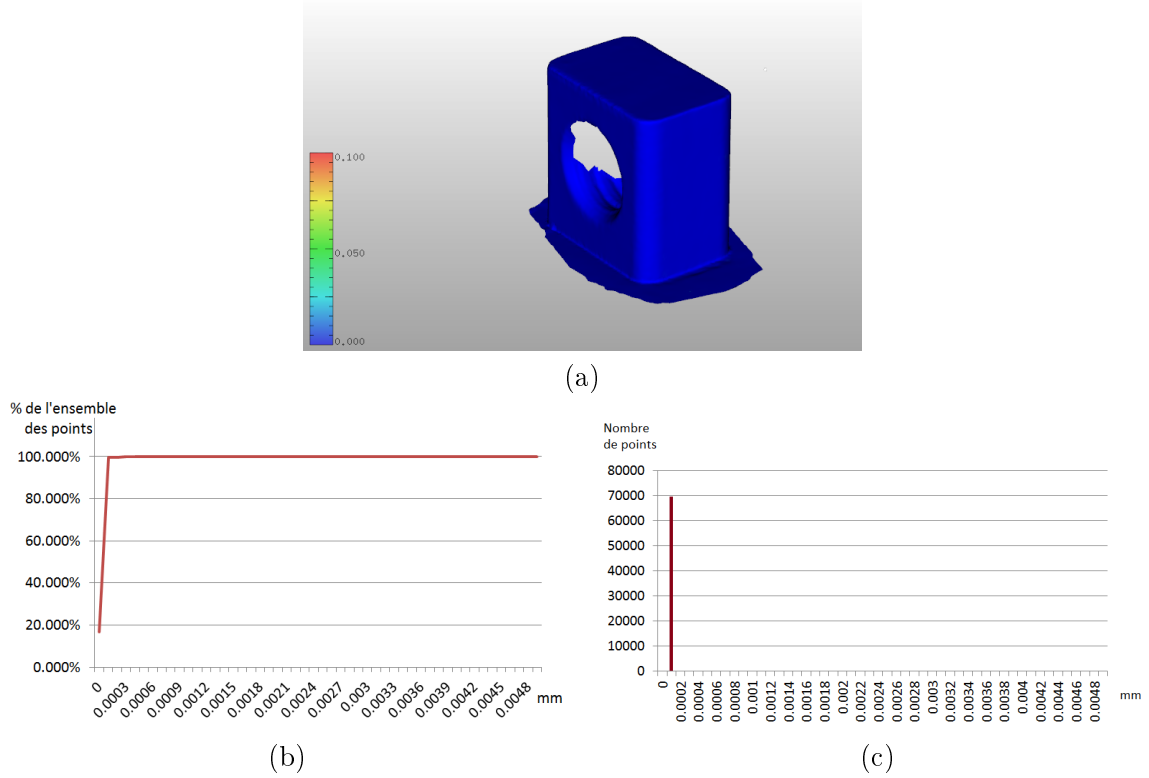


FIGURE 7.8 – *Target Registration Error* - (a) Visuel de la répartition de l'erreur δ_{locale} - (b) Répartition en pourcentage des sommets selon l'erreur locale δ_{locale} - (c) histogramme de la répartition des erreurs locales δ_{locale} mesurées à l'issue du recalage des deux nuages.

Enfin, le dernier cas d'étude de l'expérimentation consiste à ne prendre en compte dans le processus de recalage uniquement les quatre points repères. Ces points repères sont acquis à l'aide de la sonde palpeur lors de l'acquisition des surfaces. On note une répartition de δ_{locale} inférieure à 0,0156 mm.

Erreur mesurées (mm)				
min	max (δ_{max})	moyenne ($\delta_{moyenne}$)	médiane	écart type
0	2.10^{-4}	$5,19.10^{-6}$	$1,91.10^{-6}$	0,000112

TABLE 7.4 – Intervalle, valeur moyenne, médiane et écart type des δ_{locale} lors d'un recalage prenant en considération uniquement les points repères.

Dans ce cas d'étude, nous nous sommes intéressés aux seuls quatre points repères rattachés au nuage source à recaler sur les quatre points repères associés au nuage cible. L'histogramme des erreurs locales mesurées montre ici un regroupement des δ_{locale} inférieure à 2.10^{-4} mm.

La figure 7.8 propose de visualiser l'évolution de $\delta_{moyenne}$ ainsi que δ_{max} au fil des itérations de l'ICP. La convergence de l'ICP est ici très rapide. En effet, ceci est dû au faible

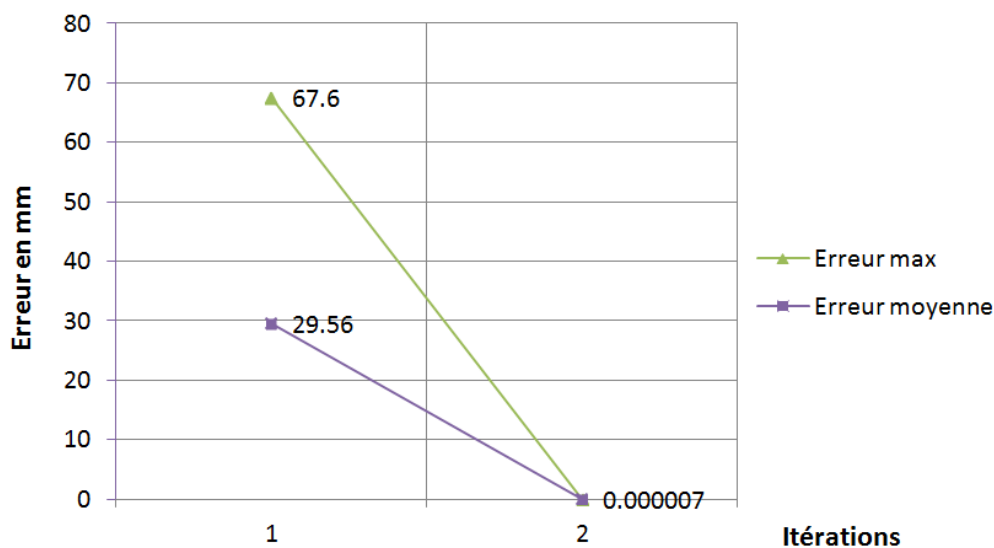


FIGURE 7.9 – Évolution de $\delta_{moyenne}$ et δ_{max} au cours des itérations de l'ICP, pour le recalage de deux acquisitions de notre scène de test.

nombre de points (4) aboutissant aux appariements exacts et donc à la transformation optimale trouvée dès la seconde itération. La précision obtenue sur ces points repères est très haute, puisque l'on obtient un δ_{locale} de $7 \cdot 10^{-6}$, c'est à dire 0, aux imprécisions de calcul près.

D'après les résultats des trois expérimentations présentés ci-dessus, nous pouvons conclure que l'utilisation du recalage par ICP basé sur les points repères des surfaces est donc la technique qui nous apporte la meilleure précision de recalage : $5,19 \cdot 10^{-6} \pm 0,000112$ mm pour l'ensemble des points du nuage. C'est donc cette méthode de recalage que nous avons retenue pour les recalages nécessaires dans nos travaux.

7.4.2 Validation du recalage sur des données réelles

7.4.2.1 Protocole

Afin de s'assurer que cette qualité de recalage est également obtenue avec les données anatomies issues de dissection, nous avons appliqué la méthode de recalage retenue sur une surface scannée d'hémisphère cérébral. Les deux surfaces à recaler sont deux instances d'une même acquisition. L'une des deux surfaces a subi une transformation aléatoire. Nous présentons les résultats des mesures effectuées après l'application du recalage.

7.4.2.2 Résultats

D'après les figures 7.10(b) et 7.10(c) qui présentent la répartition des δ_{locale} , nous observons un recalage parfait avec des valeurs de δ_{locale} inférieures à $4 \cdot 10^{-3}$ mm pour l'ensemble des points du nuage.

7.4. RÉSULTATS

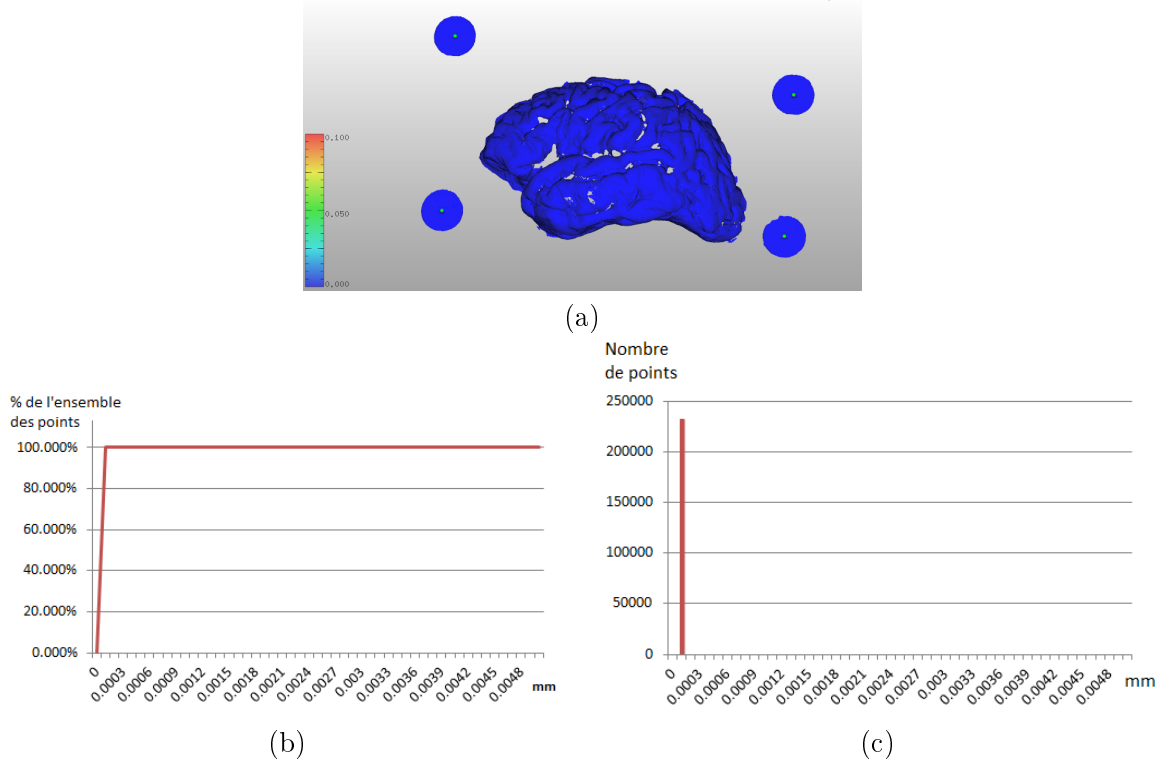


FIGURE 7.10 – (a) Visuel de la répartition de l'erreur δ_{locale} - (b) Répartition en pourcentage des sommets selon l'erreur locale δ_{locale} - (c) histogramme de la répartition des erreurs locales δ_{locale} mesurées à l'issue du recalage des deux nuages.

Le tableau 7.5 montre que δ_{locale} est toujours inférieure à $1,64 \cdot 10^{-5}$ mm pour cette pièce anatomique.

Erreurs mesurées (mm)				
min	max (δ_{max})	moyenne ($\delta_{moyenne}$)	médiane	écart type
0	$1,64 \cdot 10^{-5}$	$5,75 \cdot 10^{-6}$	$5,48 \cdot 10^{-6}$	$1,37 \cdot 10^{-6}$

TABLE 7.5 – Intervalle, valeur moyenne, médiane et écart type des δ_{locale} lors d'un recalage prenant en considération uniquement les points repères.

Enfin, si nous visualisons l'évolution de $\delta_{moyenne}$ ainsi que δ_{max} au fil des itérations de l'ICP comme sur la figure 7.11, nous nous apercevons que la convergence de l'ICP est ici aussi très rapide. La précision obtenue est de $5,75 \cdot 10^{-6} \pm 1,37 \cdot 10^{-6}$ mm, c'est à dire très proche de 0, aux imprécisions de calcul près.

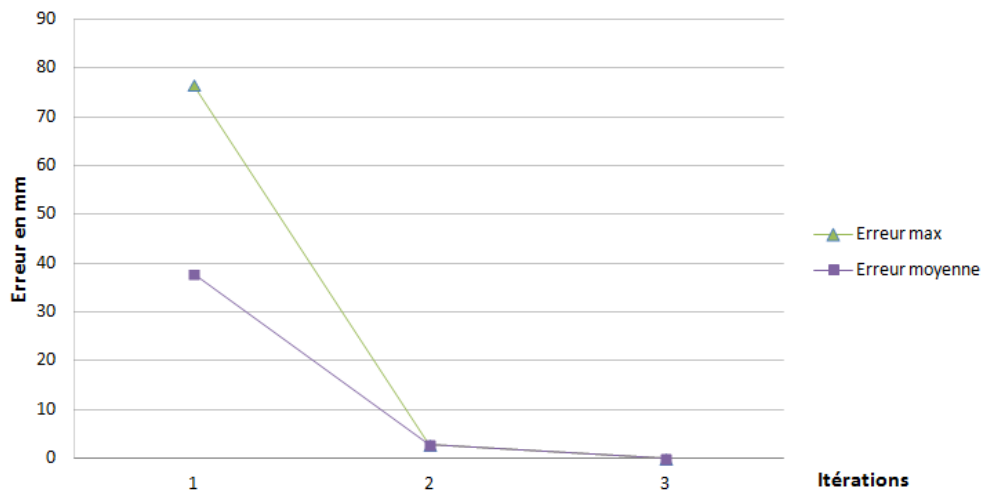


FIGURE 7.11 – Évolution de $\delta_{moyenne}$ et δ_{max} au cours des itérations de l'ICP, lors du recalage basé sur les points repères de notre hémisphère de cerveau.

7.4.3 Conclusion

Les trois premières expérimentations sur la scène de test nous ont permis d'opérer le choix de la méthode pour effectuer notre recalage. Le recalage choisi est celui basé sur les points repères. Nous avons confirmé que le résultat obtenu sur la scène de test était conforme à ce à quoi l'on pouvait s'attendre sur un recalage avec des données anatomiques.

Dans la section suivante, nous décrivons comment nous avons utilisé le recalage basé sur les points repères pour recalcr nos surfaces 3D de pièces anatomiques dans l'image volumique issue d'IRM. Les images IRM considérées sont effectuées avant la dissection et acquises en T1.

7.5 Recalage de Surface sur Volume

7.5.1 Méthode de recalage

Les recalages des surfaces 3D ou d'un volume sur un volume sont effectués sur la base des points repères. Nous rappelons que ces points repères sont constitués par des billes rigides renfermant un corps gras de manière à être clairement visibles sur une acquisition IRM, c'est à dire apparaissant en hypersignal en pondération T1. Pour mener à bien le recalage souhaité, il est donc nécessaire de mettre en place une méthode spécifique que nous allons décrire. La méthode se découpe en trois phases :

1. Extraction des positions 3D des billes repères,
2. Exécution de l'ICP sur les points repères (Source \rightarrow Cible)
3. Correction en translation du décalage entre points repères volumiques et surfaciques

Nos recalages sont basés sur les points repères fiduciels. Si les repères surfaciques sont acquis simultanément avec la surface et sauvegardés séparément, les points repères imagés par IRM sont contenus dans le volume et doivent être détectés dans l'image. De plus, les sphères acquises en pondération T1 ne sont, la plupart du temps, qu'obtenues sous forme d'un ensemble connexe de voxels, dont il faut ensuite en évaluer le centre. Dans les sections suivantes, nous détaillons le processus d'extraction des sphères repères, ainsi que les étapes nécessaires de validations qualitative et quantitative.

7.5.2 Extraction des sphères depuis l'IRM

Pour résoudre ce problème, nous avons développé un algorithme inspiré de la méthode des *k-means* basée sur le critère de distance en voxels. Cet algorithme nécessite en entrée une liste de voxels contenant l'ensemble des points repères. Cet ensemble est fourni par une simple binarisation de l'image avec un seuil en niveau de gris ne laissant apparaître que les voxels des sphères fiducielles qui apparaissent en hypersignal sur l'IRM. Il est nécessaire de définir un seuil, que l'on nommera ϵ et à partir duquel on considèrera que deux voxels sont trop éloignés. L'algorithme complet est détaillé en annexe (Cf. Annexe 3).

Cet algorithme nous permet de classer les voxels d'entrée pour obtenir autant de classes que d'ensembles de voxels représentant les repères fiduciels. Pour chaque groupe de voxel de sortie, il est maintenant nécessaire d'évaluer la position 3D de ce point de repère. Pour cela nous nous proposons d'évaluer l'isobarycentre du groupe considéré.

Si l'on considère que l'on obtient i classes (avec $i \in [0;N]$), elles-mêmes composées de j voxels (notés v_{ij} avec $j \in [0;M]$) représentés par leur centre de gravité $\overline{v_{ij}}$, on évalue nos points repères P_i par l'équation 7.2

$$\forall i \in N, P_i = \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{pmatrix} = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^M \overline{v_{ij}} \quad (7.2)$$

En acquisition T1, nous avons obtenu des images montrant un fort contraste entre les billes et le reste de l'image. Afin d'appliquer la méthode décrite précédemment pour

extraire les positions 3D des points repères à partir de ces billes, nous avons tout d'abord procédé à la binarisation de l'image IRM de notre pièce anatomique. La détermination du niveau de gris identifiant les sphères s'effectue grâce à l'histogramme de l'image. Les voxels représentant les sphères sont en hyper-signal, donc présents dans les hautes fréquences de l'image. A titre d'exemple, pour une image avec des voxels codés sur 16 bits (c'est à dire avec des valeurs de niveau de gris comprises entre -32 000 et +32 000), les sphères sont isolées du reste de l'image à partir du niveau de gris 10 000.

7.5.3 Résultats de l'extraction

Les images IRM pondérées en T1 des hémisphères cérébraux comprennent toutes quatre repères fiduciels sphériques, qui définissent les quatre repères que l'on considère pour le recalage. La figure 7.12 illustre le résultat du clustering des voxels ainsi que la détermination de la position 3D de la sphère dans l'espace.

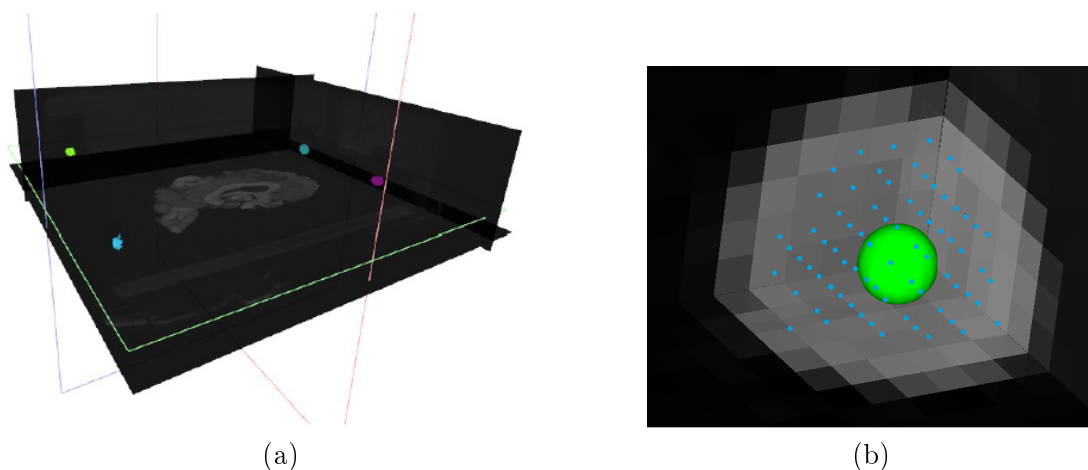


FIGURE 7.12 – (a) Résultat du clustering sur les voxels segmentés menant à 4 classes, (b) Zoom sur la zone contenant une sphère repère contenue dans l'image IRM. En bleu, apparaissent les centres de gravité de chaque voxels identifiés comme appartenant au même point repère. La sphère verte matérialise l'isobarycentre P_i que l'on considère être le point repère i associé au volume.

7.6 Validation du recalage Surface sur Volume

7.6.1 Validation quantitative

7.6.1.1 Objectifs

L'objectif ici est d'évaluer l'écart obtenu après recalage de deux surfaces : l'une surface 3D acquise par scanner laser et l'autre extraite du volume IRM. Les acquisitions du volume IRM et de la surface 3D sont effectuées pour la même étape de dissection.

7.6.1.2 Méthode

Afin de mettre en place cette validation quantitative de notre recalage nous avons mis au point une méthode qui s'articule autour de 4 étapes :

1. Extraction de la surface à partir de l'image IRM
 - (a) Segmentation de l'interface eau/pièce anatomique
 - (b) Reconstruction de la surface
2. Recalage des surfaces
3. Calcul de l'erreur

Nous décrivons dans la section suivante le protocole expérimental suivi en détaillant les 4 étapes clés.

7.6.1.3 Protocole expérimental

Segmentation et Reconstruction de la surface. La segmentation de l'interface eau/pièce anatomique est une étape qui fait intervenir un expert, puisqu'il n'existe pas de donnée a priori. L'objectif est d'isoler ici l'hémisphère de cerveau du milieu environnant (l'eau). Nous procédons à cette segmentation en utilisant la méthode de Otsu (1979) qui fournit un seuil optimal permettant la séparation de deux classes : l'eau et la pièce anatomique.

Nous devons ensuite produire le maillage 3D correspondant à la partie segmentée. La reconstruction surfacique nécessaire est ici fournie par le logiciel *Slicer*¹, grâce à la mise en œuvre de l'algorithme de *marching cube* Lorensen et Cline (1987).

Recalage des surfaces. Le recalage 3D est effectué grâce à l'utilisation de l'ICP en se basant sur les points repères. Les points repères ont été préalablement extraits du volume selon la méthode décrite dans la section 7.5.2. Cependant, les repères fiduciels extraits du volume IRM et les repères fiduciels acquis directement par le palpeur ne sont pas identiques : une distance d les sépare. C'est pourquoi, avant de recaler les surfaces sur le volume, il est nécessaire d'appliquer une correction en translation aux points du volume. Cette translation est établie expérimentalement et correspond à une distance de $27mm$

1. Slicer, ou 3D Slicer : logiciel libre pour la visualisation et l'analyse d'image, BWH, Harvard Medical School, Boston (MA).

selon l'axe des altitudes. Elle est appliquée entre les barycentres des deux ensembles de repères (surfaiques et volumiques).

7.6.1.4 Résultats

Segmentation et surface générée. La figure 7.13(a) présente le résultat de la segmentation utilisée pour générer le maillage correspondant (Figure 7.13(b)) à l'aide de l'algorithme de *marching cubes*.

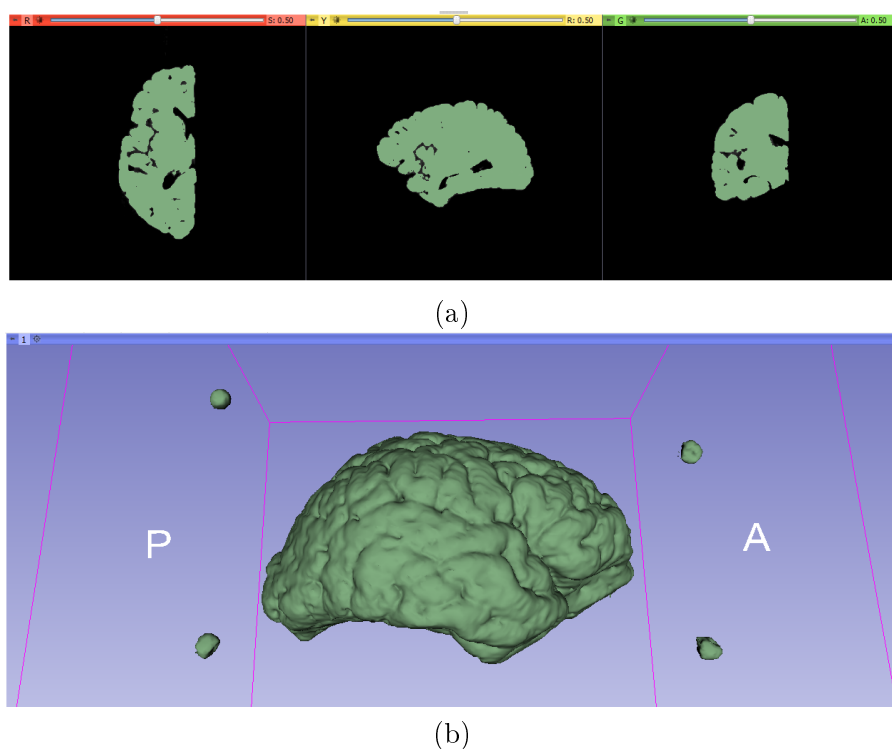


FIGURE 7.13 – (a) La segmentation eau/cortex a été effectuée à l'aide de *Slicer*. (b) Maillage résultant de l'algorithme de *marching cubes* à partir de la segmentation précédente.

Mesure d'erreur. Après recalage des deux surfaces, nous procédons à une mesure d'erreur identique à celle présentée et utilisée dans la section 7.4.1.3 (erreur locale). Les résultats obtenus sont présentés avec la figure 7.14.

La figure 7.14 présente l'histogramme cumulé des erreurs locales mesurées entre les deux surfaces. Nous remarquons que nous obtenons une erreur inférieure à 2 mm pour 100% des points des surfaces. On rappelle que la "surface IRM" est issue d'une reconstruction basée sur une segmentation par seuillage de l'interface eau/cerveau. Par conséquent, une erreur d'un voxel (1 mm) est ce que l'on peut espérer de mieux dans une telle procédure. De plus, l'étape de reconstruction comprend également une phase d'optimisation topologique du maillage créé, avec une tolérance de $\pm 0,5$ mm. Par conséquent et dans

7.6. VALIDATION DU RECALAGE SURFACE SUR VOLUME

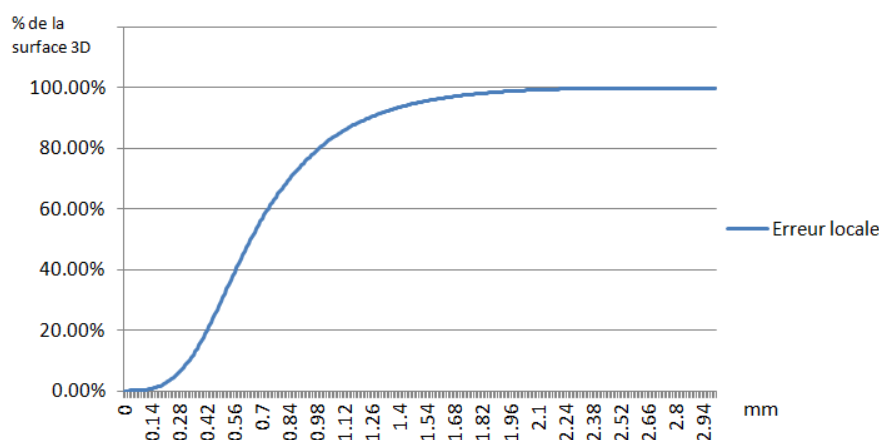


FIGURE 7.14 – Répartition de l'erreur locale lors du recalage d'une surface issue de l'acquisition laser d'une pièce en cours de dissection (FIB016_HD) avec la surface issue de l'acquisition IRM à la même étape de dissection (segmentation eau/cerveau)

le pire des cas, notre surface IRM cumule l'erreur de ces deux processus. Elle peut donc être considérée fiable avec une précision de $\pm 1,5$ mm.

Cette distance, ou erreur locale (δ_{locale}) est calculée en chaque point des deux surfaces et est normalisée dans $[0 ; 1]$. C'est ce que nous définissons comme le coefficient de qualité q en chaque sommet de la surface. Afin de mieux visualiser la répartition spatiale de l'erreur, ce coefficient est codé dans l'espace RGB (\mathbb{R}^3). Il varie alors du bleu (q_{min}) au rouge (q_{max}). La distance obtenue n'est pas signée. La figure 7.15 propose un visuel du coefficient q pour une étape de dissection donnée.

7.6.2 Validation qualitative

Nous nous proposons ici d'évaluer qualitativement le recalage de surfaces sur volumes. La figure 7.16 nous permet de visualiser l'intersection de la surface initiale, représentant ici le cortex. Il s'agit effectivement de la première acquisition laser avant dissection du cortex. Les images IRM présentées sont issues d'une acquisition en T1 de l'hémisphère étudié, avant dissection également.

Ce contrôle visuel permet de s'assurer que le recalage de la surface sur l'IRM est bien valide. On s'aperçoit que la zone d'intersection entre la surface et le volume correspond à l'interface eau/cortex clairement visible dans les images.

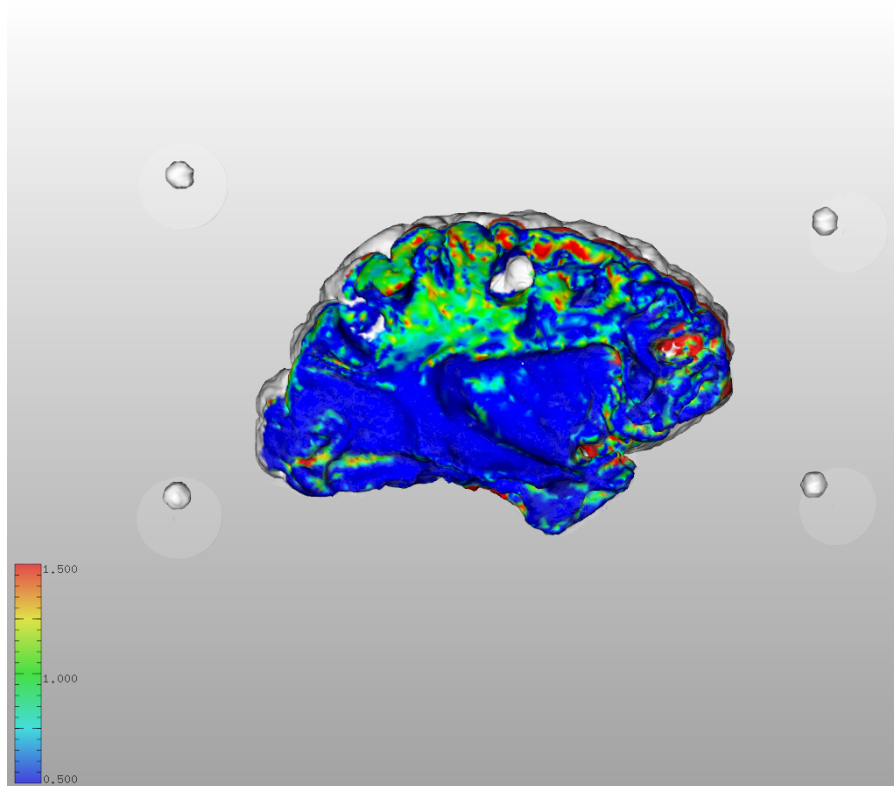


FIGURE 7.15 – Visualisation du recalage d’une surface issue de l’acquisition laser d’une pièce en cours de dissection (FIB016_HD) avec la surface issue de l’acquisition IRM à la même étape de dissection (segmentation eau/cerveau)

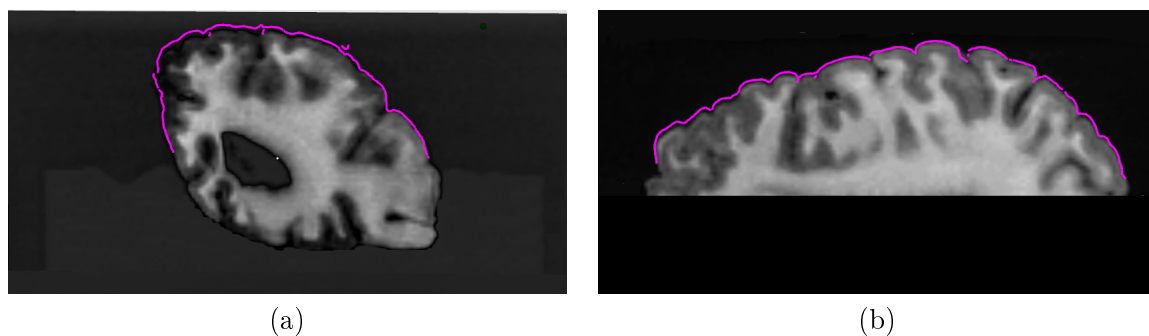


FIGURE 7.16 – L’intersection de la surface du cortex scannée avant dissection et de l’IRM ex vivo apparaît en violet sur une coupe coronale et axiale du volume IRM.

7.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons tout d’abord abordé la validation d’une méthode de recalage destinée à recaler des surfaces 3D entre-elles. Les trois expérimentations mises en œuvre pour valider la méthode de recalage à utiliser ont abouti au choix de l’ICP appliqué sur les seuls points repère, et ce pour toutes les modalités. En effet, de par

7.7. CONCLUSION

son indépendance aux données autres que les repères fiduciels, cette méthode permet indifféremment le recalage d'une surface vers une surface, d'une surface vers un volume, et d'un volume vers un volume. Ceci est possible à la seule condition que les entités à recaler en entrée possèdent des repères fiduciels identifiables et non coplanaires. Même si c'est le cas pour toutes nos données, la difficulté de l'estimation des points repères dans l'image volumique s'est posée. Nous avons proposé une solution à ce problème par la mise en place d'un algorithme spécifique, déterminant le nombre et la position des repères au sein du volume. Les résultats du recalage ont été évalués et discutés sur la base de données qualitatives et quantitatives collectées au travers de plusieurs expérimentations sur nos données. Enfin, nous avons pu montrer que les résultats obtenus par la méthode choisie apportent de très bonnes performances en terme de précision, surtout au regard de la précision actuellement atteignable en IRM T1 (1 mm).

7.7. CONCLUSION

Chapitre 8

Visualisation 3D des données surfaciques et volumiques

Sommaire

8.1	Introduction	146
8.2	Objectifs de la visualisation	146
8.2.1	Extraction de connaissances	146
8.2.2	Navigation	147
8.3	Visualisation surfacique	148
8.3.1	Visualisation d'une étape de dissection	148
8.3.2	Visualisation de plusieurs étapes de dissection	149
8.3.3	Visualisation des zones d'intérêt	149
8.3.4	Filtrage visuel pour la visualisation surfacique	150
8.4	Visualisation volumique	151
8.4.1	Rendu volumique	151
8.4.2	Filtrage visuel pour la visualisation volumique	152
8.5	Visualisation mixte surfacique/volumique	153
8.5.1	Filtrage visuel	153
8.5.2	Évaluation qualitative	154
8.6	Rendu stéréoscopique	155
8.6.1	Contraintes de mise en œuvre	155
8.6.2	Matériel	155
8.7	Conclusion	157

Résumé

Dans ce chapitre, nous présentons le processus de découverte de connaissances proposé, notamment ses objectifs et la modélisation adoptée. Nous détaillons les processus interactifs proposés à l'expert que sont la segmentation 3D et l'étiquetage. Nous présentons ensuite les différents outils ainsi que la visualisation immersive conçus dans le but d'apporter une aide à l'expert dans le déroulement de ces tâches.

8.1 Introduction

La visualisation 3D de données médicales repose sur un rendu surfacique ou volumique ou bien mixte. En effet, l'hétérogénéité des données visualisées nécessite une organisation de la visualisation ainsi que des outils spécifiques pour guider l'expert dans son processus de découverte de connaissances. Après avoir explicité les objectifs de la visualisation, nous détaillons les étapes de construction de la visualisation par l'expert à partir de ses données. Nous décrivons les visualisations surfaciques et volumiques à disposition de l'expert. Nous présentons les outils de filtrage visuel proposés ainsi que leur apport dans une visualisation de données hétérogènes. Enfin, nous abordons la mise en place de la stéréoscopie avec l'objectif de renforcer l'aspect immersif de notre visualisation.

8.2 Objectifs de la visualisation

L'objectif de la visualisation proposée est de favoriser la découverte et l'identification de structures d'intérêts par l'expert. En effet, lors d'une dissection, l'information utile pour l'anatomiste est mise au jour progressivement. Dans notre méthode de suivi de dissection, cette information est contenue dans les maillages 3D acquis ainsi que les photographies haute résolution. C'est l'information visuelle de ces images qui, couplée aux données surfaciques acquises par le scanner laser, forment les surfaces 3D texturées (Cf. Chapitre 6). Ces surfaces texturées constituent les modélisations 3D de l'ensemble des étapes de dissection.

8.2.1 Extraction de connaissances

Convenons que l'expert est à la recherche de plusieurs structures internes au spécimen d'étude (S) donné. Il dispose de m surfaces 3D issues d'une acquisition 3D progressive lors de la dissection de ce spécimen. Ces m surfaces 3D sont une modélisation surfacique 3D texturée des m étapes de dissection. Une surface 3D texturée (S_i) correspond à une modélisation 3D du spécimen S à l'étape i de la dissection anatomique. Soit X une de ces structures internes. On suppose que X est toujours entièrement incluse dans S ($X \subset S$). Chacune des surfaces S_i peut contenir j portions de la structure recherchée ($j \in [0; n]$), ces portions sont notées X_{ij} .

Tout d'abord, l'ensemble des m surfaces sont présentées à l'expert. L'expert isole ensuite une étape de dissection faisant apparaître une portion (X_{ij}) de la structure d'intérêt (X) visible pour la première fois, c'est à dire non visible sur l'étape immédiatement précédente (S_{i-1}). Une portion X_{ij} est toujours incluse dans S_i . L'expert peut maintenant entamer le processus de suivi de sa structure d'intérêt X sur les surfaces S_{i+1}, \dots, S_{i+n} .

Pour l'étape de dissection courante S_i , le processus se découpe alors en trois phases :

1. Sélection du sous ensemble X_{ij} visible sur S_i ,
2. Affectation d'une étiquette aux portions sélectionnées X_{ij} ,

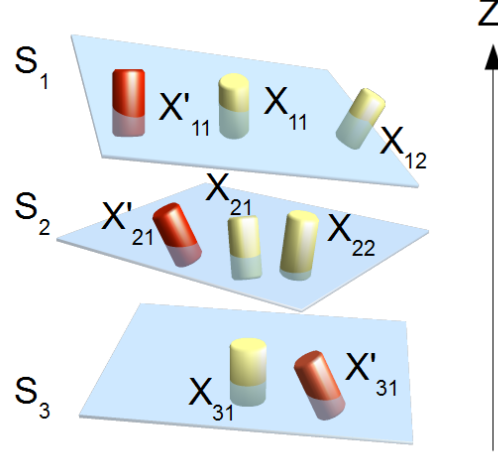


FIGURE 8.1 – Dans cet exemple, deux structures différentes X et X' sont présentes et visibles sur les trois étapes de dissection du spécimen S . Chaque portion visible est étiquetée.

3. S_{i+1} devient la surface courante

Le processus prend fin lorsque toutes les portions de X visibles sur S sont étiquetées. On obtient alors :

$$X = \bigcup_i^m \bigcup_j^{n_i} X_{ij}$$

On notera qu'il est possible que X_{ij} soit constitué de plusieurs zones de S_i disjointes. La figure 8.1 propose le schéma d'un exemple d'étiquetage multi-surfaces.

Une telle méthode nécessite une visualisation avec des outils conçus spécifiquement dans l'objectif de faciliter le processus d'extraction de connaissances.

8.2.2 Navigation

La navigation 3D proposée à l'utilisateur est basée sur le modèle de caméra de type "exploration". Ce modèle n'autorise qu'une rotation centrée sur l'objet visualisé, tout en permettant simultanément un zoom ou de-zoom (Cf. Figure 8.2). Nous avons jugé utile d'ajouter une notion de déplacement latéral afin de laisser la liberté à l'utilisateur d'ajuster son point de vue lors de zoom de la caméra important. Ces mouvements lui autorisent une exploration locale d'une partie de la scène.

En ce qui concerne l'implémentation du zoom, nous avons choisi de modifier l'angle de champs (Field Of View) de la caméra.

La navigation parmi les surfaces doit être rapide pour permettre à l'expert de suivre visuellement la structure étudiée d'une surface à l'autre. C'est aussi la raison qui nous a guidé vers une solution où l'ensemble des surfaces est chargé en mémoire. Le passage d'une surface à l'autre est alors instantané.

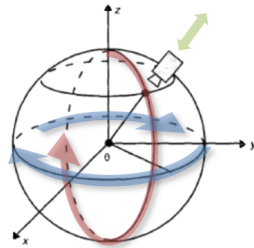


FIGURE 8.2 – Le mode exploration n'autorise qu'un déplacement de la caméra sur la surface d'une sphère centrée sur un point pivot. Nous avons choisi pour ce point pivot, le centre de l'objet d'intérêt.

8.3 Visualisation surfacique

8.3.1 Visualisation d'une étape de dissection

Une étape de dissection est modélisée par un maillage de triangles et la texture associée. A travers une interface spécifique, l'utilisateur construit cette modélisation du spécimen d'étude en associant le maillage 3D à la texture 2D correspondante. Des points repères peuvent également être adjoints afin de permettre les recalages 3D futurs. Les points repères sont utilisés pour le recalage décrit dans le chapitre 7.

La figure 8.3 montre une vue de l'interface proposé à l'utilisateur pour visualiser une surface représentant une étape de dissection. Plusieurs panneaux de contrôles sont mis à disposition de l'utilisateur pour :

- gérer la projection de texture (Cf. Chapitre 6),
- gérer la modification des paramètres d'affichage de la surface,
- gérer l'ajout ou la modification de points repères.

Plaquage de texture. Le panneau dédié à la gestion du plaquage de texture propose à l'utilisateur l'ensemble des paramètres nécessaires à la configuration du projecteur : profondeur de champ (FOV) et position dans la scène. Lorsque l'utilisateur entre dans le mode d'édition du plaquage, l'orientation du projecteur est alors récupérée à partir de l'orientation courante de la caméra. Lorsque l'utilisateur sort du mode d'édition, le projecteur de texture est initialisé avec ces paramètres.

Affichage de la surface. Le panneau permettant la gestion des paramètres d'affichage de la surface courante contrôle la visibilité/masquage, la transparence ainsi que les zones d'intérêt rattachées à la surface courante. Le panneau contient également des informations relatives à la surface (nom, fichier source, nombres de sommets et de faces du maillage). Pour chaque zone d'intérêt attachée à la surface, l'utilisateur peut modifier l'étiquette affectée. L'étiquette est représentée par sa couleur.

8.3. VISUALISATION SURFACIQUE

Points repères fiduciels. Le panneau de gestion des points repères permet l'ajout ou la suppression de points repères. L'ajout de points repères peut s'effectuer par le chargement de fichiers (repères acquis par le palpeur du scanner laser) ou bien être positionnés directement sur la surface 3D. Les points repères sont matérialisés par des petites sphères vertes dans notre visualisation.

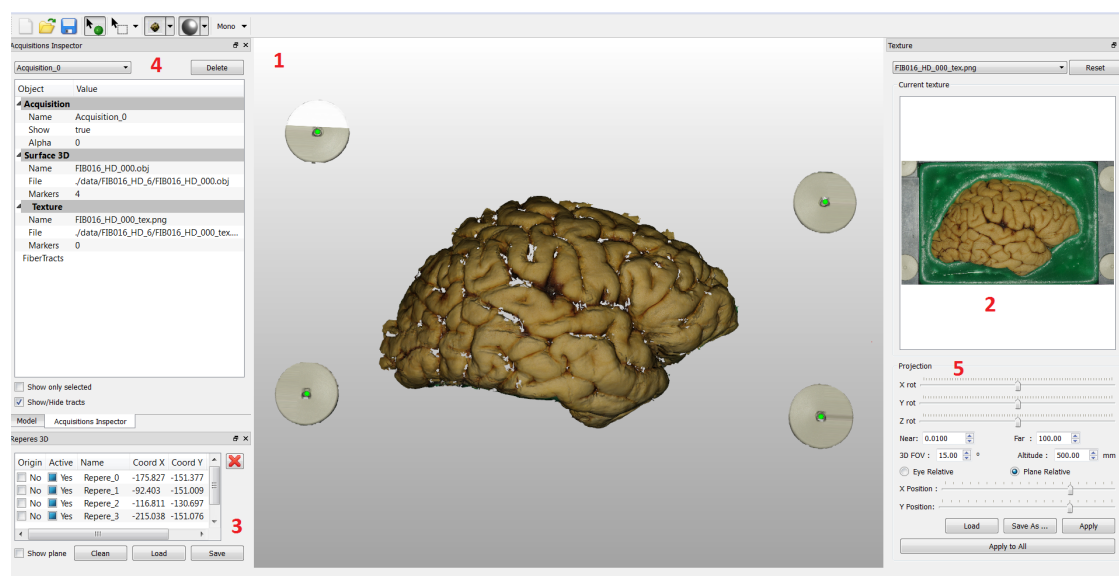


FIGURE 8.3 – Interface de visualisation d'une modélisation surfacique d'une étape de dissection. 1 : Vue 3D. 2 : Ortho-photographie utilisée comme texture. 3 : Panneau de contrôle des repères fiduciels 3D. 4 : Panneau de contrôle de l'affichage de la surface et des zones d'intérêt. 5 : Panneau de contrôle des paramètres du plaquage de texture.

8.3.2 Visualisation de plusieurs étapes de dissection

La visualisation simultanée de plusieurs surfaces dans la scène est permise. En effet, il est intéressant pour l'expert de visualiser l'ensemble des surfaces simultanément. Bien que la surface courante soit l'unique surface sur laquelle l'expert peut étiqueter des zones d'intérêt, il semble important de faire apparaître les surfaces représentant les étapes précédentes et suivantes de la dissection. Cependant, lorsque de nombreuses surfaces sont affichées, il est nécessaire que l'expert puisse bien dissocier la surface courante des autres surfaces. Pour répondre à cette problématique, nous proposons de rendre l'ensemble des surfaces en transparence à l'exception de la surface courante. Afin de mieux dissocier les surfaces en superposition, un décalage virtuel selon l'axe Z est ajouté. La figure 8.4 présente une telle visualisation.

8.3.3 Visualisation des zones d'intérêt

Après la visualisation des surfaces dans leur entier, nous nous intéressons ici plus particulièrement à la visualisation des zones d'intérêt. Ces zones d'intérêt sont des sous

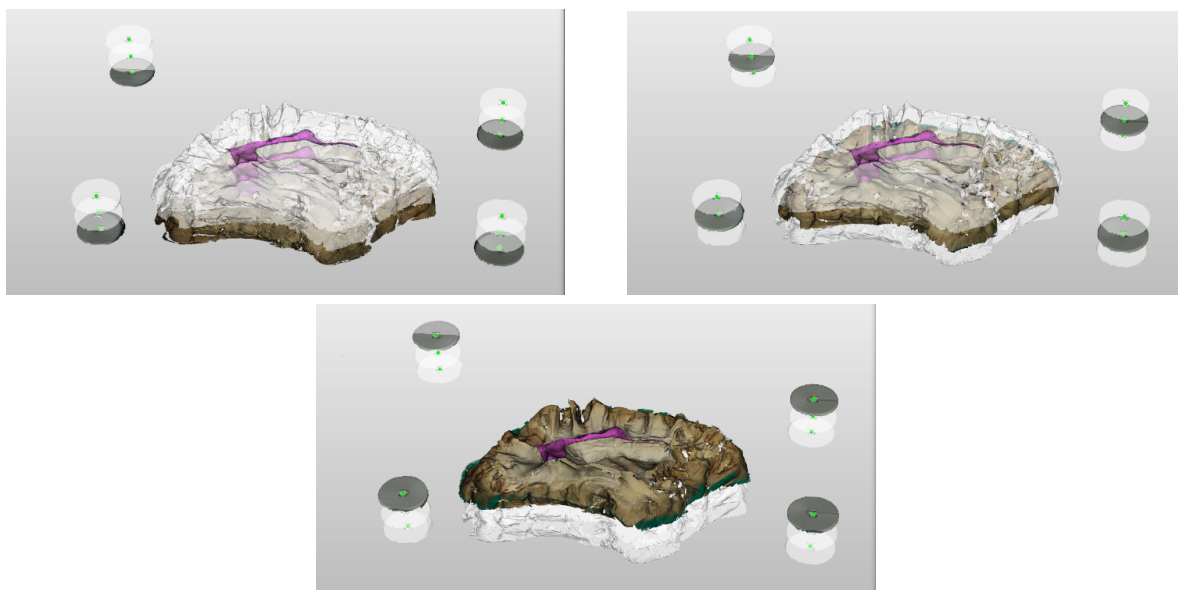


FIGURE 8.4 – Affichage multi-surfaces. Vue éclatée : seule la surface "courante" est rendue texturée, les autres surfaces sont rendues en transparence.

ensembles d'une ou plusieurs surfaces et issues du processus d'étiquetage. Nous proposons de permettre à l'expert de les visualiser seules (Cf. Figure 8.5a) ou bien avec leur surface support (Cf. Figure 8.5b).

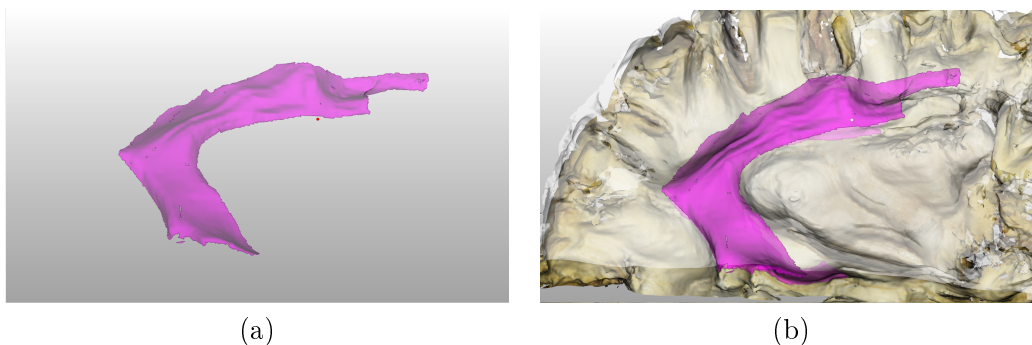


FIGURE 8.5 – Visualisation des zones d'intérêt seules (a) ou avec leur contexte (b).

La section suivante décrit les outils mis en place pour aider l'expert dans son exploration des données.

8.3.4 Filtrage visuel pour la visualisation surfacique

Notre visualisation intégrant à la fois des surfaces 3D (maillages) et des images IRM (volumes), il est nécessaire de proposer des outils de filtrage visuel. Nous définissons dans la notion de filtrage visuel l'ensemble des outils entraînant l'affichage ou le masquage partiel des données visualisées. Nous avons développé des outils interactifs paramétrables

par l'utilisateur.

- Pour les données volumiques, affichées en rendu volumique, nous proposons trois outils :
 - le seuillage interactif (Cf. section 8.4.2.1),
 - la définition de fonctions de transfert (FT) par l'utilisateur pour la mise en évidence (couleur et opacité) de structures à partir de l'histogramme de l'image (Cf. section 8.4.2.2),
 - le "cutter virtuel" (Cf. section, 8.5.1).
- Pour les maillages affichés en rendu surfacique, le filtrage visuel s'effectue au moyen de plans de coupe. Il s'agit ici de permettre à l'utilisateur de positionner des plans de coupe dans les données afin de visualiser d'éventuelles parties masquées de la surface d'étude.

8.4 Visualisation volumique

8.4.1 Rendu volumique

La méthode de rendu volumique utilisée dans ce projet est celle décrite dans la section 3.3.1.2 du chapitre 3. La figure 8.6 présente une vue de l'interface proposée à l'utilisateur pour visualiser des données volumiques.

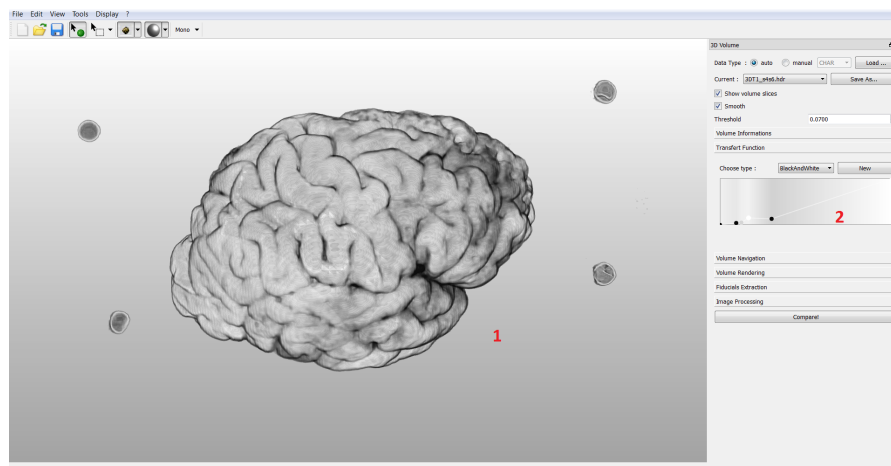


FIGURE 8.6 – Interface de visualisation de données volumique. Ici, l'image volumique est issue d'IRM ex-vivo. C'est après avoir défini une fonction de transfert à l'aide de l'interface (2.) que l'on parvient à obtenir la visualisation présentée (1.). Cette interface permet d'éditer une courbe composée de points clés, fixant une opacité et une couleur pour quelques niveaux de gris de l'image volumique. L'édition modifie le rendu en temps réel permettant à l'utilisateur d'avoir un contrôle complet du rendu de l'objet visualisé

8.4.2 Filtrage visuel pour la visualisation volumique

8.4.2.1 Seuillage interactif de l'image IRM

L'outil de seuillage interactif permet de masquer les niveaux de gris non significatifs, en l'occurrence ici, l'ensemble des voxels ne représentant pas la pièce anatomique.

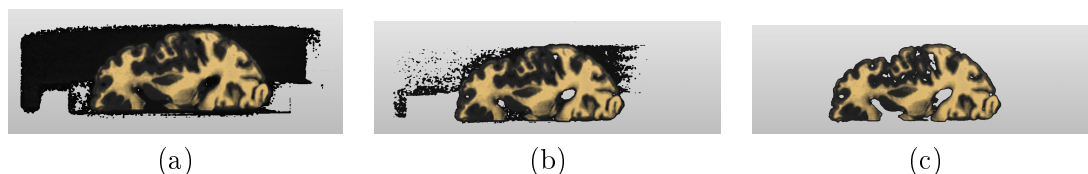


FIGURE 8.7 – Résultats visuels du seuillage interactif d'une image IRM. Le seuil est exprimé ici en pourcentage de l'histogramme. (a) seuil = 0.9% (b) seuil = 4%, (c) seuil = 7%

8.4.2.2 Pilotage du rendu volumique de l'image IRM

Le rendu volumique nécessite une configuration d'une fonction de transfert (Cf. Chapitre 3, section 3.2.2). La figure 8.9(a) propose une fonction de transfert en niveau de gris alors que la figure 8.9(b) montre un exemple de configuration sur les composantes RGB. Dans les deux cas, l'opacité des voxels est également proposée par l'interface, en reliant directement l'ordonnée des points de contrôles à la transparence (composante α). La courbe est interactive, offrant à l'utilisateur la liberté d'ajouter ou de supprimer des points de contrôle. La couleur de chaque point de contrôle est également totalement modifiable. Afin d'assister l'utilisateur dans le positionnement de ces points de contrôle, l'histogramme de l'image volumique est dessiné en arrière-plan de la courbe interactive. Enfin, la coloration de cet arrière-plan correspond à l'interpolation en couleur et transparence de la courbe. Les modifications modifient le rendu du volume en temps réel grâce à notre implémentation efficace reposant presque essentiellement sur l'utilisation du GPU.

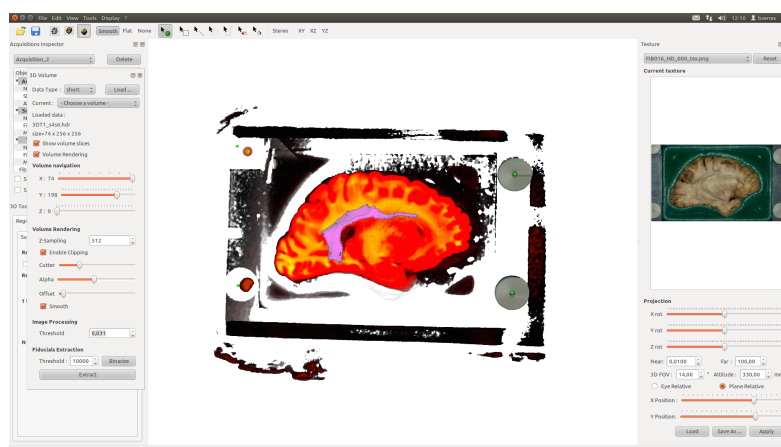


FIGURE 8.8 – (a) Filtrage visuel par FT

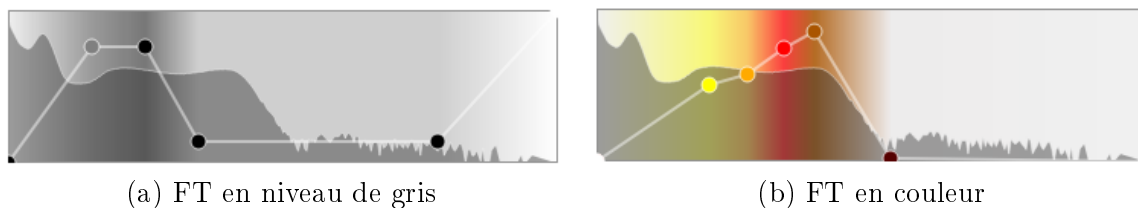


FIGURE 8.9 – Outil de manipulation de fonctions de transfert interactives permettant d'ajuster la couleur et l'opacité des voxels du volume visualisé. L'histogramme affiché en arrière plan permet d'aider l'utilisateur à positionner les points de contrôle en fonction des zones qu'il décide de filtrer ou colorer.

8.4.2.3 Coupe 3D

L'outil "cutter" virtuel est un outil qui permet à l'utilisateur de couper le volume selon un plan 3D libre afin de faire apparaître la structure interne du spécimen visualisé. En effet, selon les fonctions de transfert appliquées lors du rendu volumique d'une image IRM, il est possible que des tissus rendus opaques masquent d'autres tissus sous-jacents (Cf. Figure 8.10).

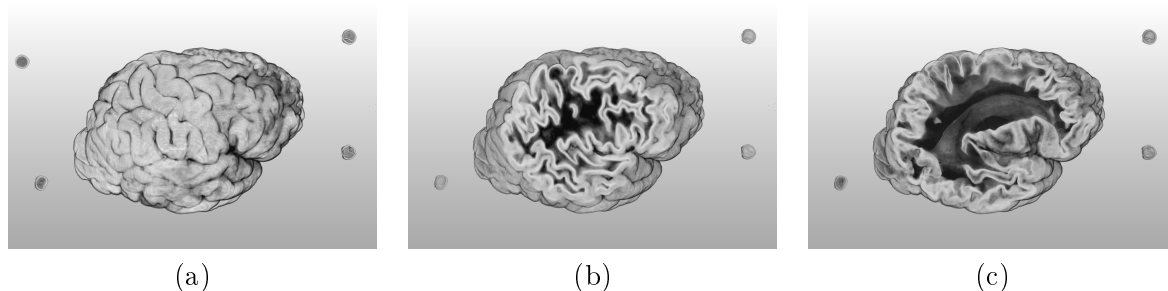


FIGURE 8.10 – Visuel de l'outil cutter virtuel - (a) volume initial, (b) et (c) sont deux visualisations du même volume avec un déplacement du plan de coupe face à la caméra.

Cet outil est constitué d'un plan de coupe fixe relativement à la caméra. L'utilisateur peut ajuster la profondeur de coupe lors de la navigation autour du volume. La normale de ce plan fait constamment face à l'utilisateur. La modification du plan de coupe se fait alors lors de la rotation de la caméra autour de l'objet d'étude.

8.5 Visualisation mixte surfacique/volumique

8.5.1 Filtrage visuel

L'outil cutter précédemment présenté est disponible dans une visualisation mixte, permettant ainsi à l'expert de découvrir les objets surfaciques présents au sein de données volumiques.

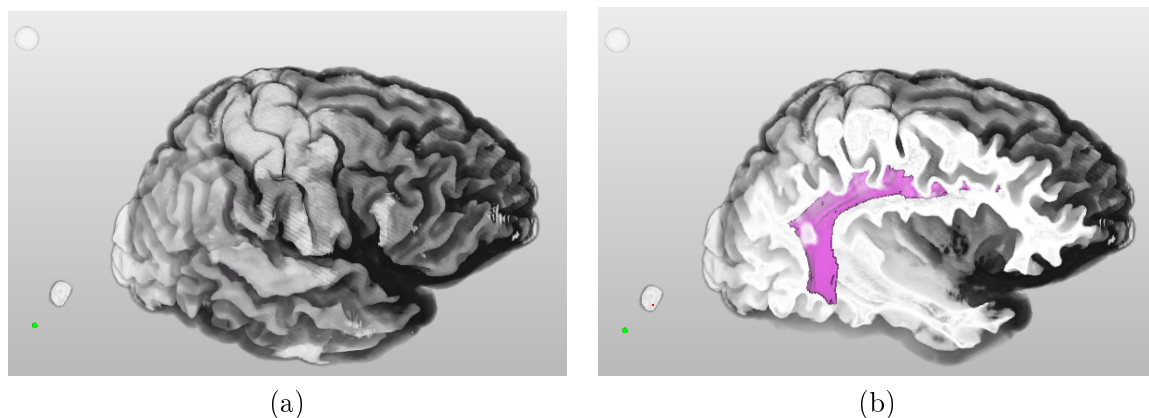


FIGURE 8.11 – Visuels de l'outil cutter virtuel - (a) volume initial, rendu en "rendu volumique" - (b) le volume est découpé par un plan de coupe dépendant du point de vue de l'utilisateur. Cet exemple montre l'intérêt d'une telle découpe de l'hémisphère pour faire apparaître une structure interne étiquetée, ici le faisceau longitudinal supérieur (FLS)

8.5.2 Évaluation qualitative

La méthode choisie pour la reconstruction surfacique dépend de la précision du recalage 3D inter surfaces ainsi que de la qualité des zones étiquetées par l'expert. Par conséquent, après avoir évalué la qualité du recalage et conclu à l'obtention d'une bonne précision (Cf. Chapitre 7), nous nous sommes concentrés sur une évaluation qualitative des reconstructions de faisceau obtenues. L'objet reconstruit est présenté à plusieurs experts et c'est sur la base de leurs connaissances, que ces experts nous soumettent leur évaluation. Afin d'aider les experts dans cette tâche, nous leur mettons à disposition l'objet reconstruit que nous présentons dans son contexte d'image IRM grâce à la visualisation 3D interactive. La figure 8.12 illustre les rendus pouvant être obtenus par l'expert.

Visualisation de données dans leur contexte La visualisation des données dans leur contexte se fait grâce aux images IRM acquises avant dissection du spécimen. Elles sont ainsi rendues disponibles à l'expert dans la visualisation. Nous avons choisi de mettre en place deux méthodes de rendu volumique de ces données :

- Avec la méthode des 3 plans mobiles, alignés sur les axes (Cf. figure 8.12b).
- Avec la méthode de rendu volumique (Cf. chapitre 3, section 3.3.1).

La méthode des 3 plans mobiles est utilisée classiquement dans les applications médicales de visualisation d'images volumiques de par sa simplicité de mise en œuvre et son faible coût de calcul. Cette visualisation étant très présente dans l'ensemble des logiciels d'imagerie médicale, les praticiens sont très familiers avec cette méthode de visualisation. La plupart des consoles de plateformes IRM proposent aussi une visualisation volumique, présentant ainsi l'objet imagé dans son entier. L'idée de notre visualisation est de permettre la visualisation et la navigation interactive au sein de données à la fois volumiques (IRM ex vivo) et surfaciques constitués par les objets reconstruits (maillages 3D).

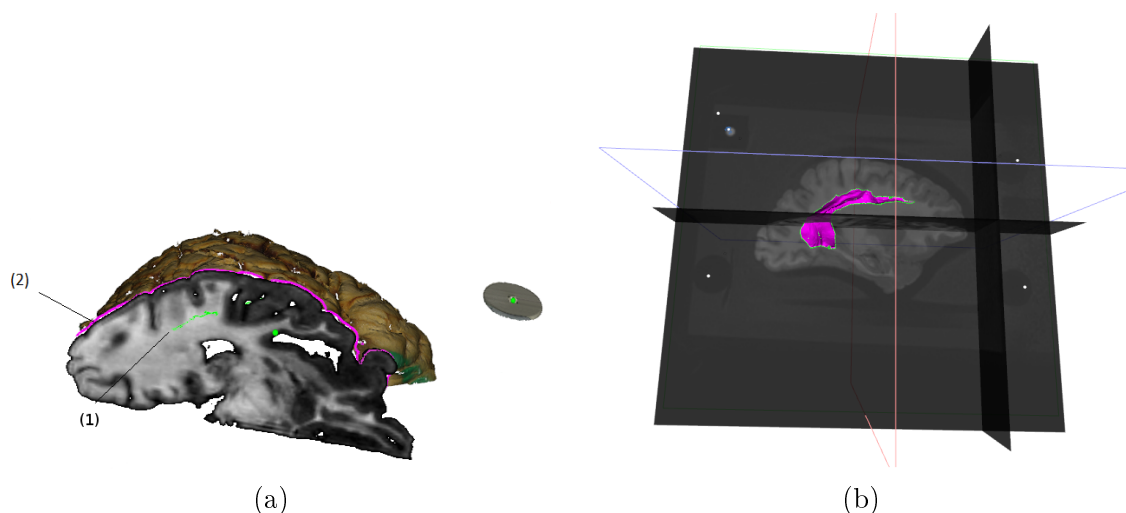


FIGURE 8.12 – Visualisations à destination des experts pour l'évaluation qualitative de la reconstruction volumique. Les images IRM sont recalées sur la surface externe du cortex issue d'un scan laser. Le faisceau reconstruit est recalé par rapport cette surface externe du cortex. (a) Sur les images IRM, sont matérialisées les intersections avec (1) en vert la reconstruction du faisceau et (2) en rose, la surface externe du cortex. (b) Une visualisation plus classique est également disponible à l'expert

8.6 Rendu stéréoscopique

8.6.1 Contraintes de mise en œuvre

L'ensemble des visualisations décrites sont compatibles avec un affichage stéréoscopique. Le principe de la visualisation stéréoscopique est décrit dans le chapitre 4 section 4.2.2. La principale contrainte pour l'affichage stéréoscopique de notre visualisation concerne les performances des dispositifs d'affichage. En effet, puisque l'affichage stéréoscopique demande un double calcul de rendu de la scène selon deux points de vue, on observe une baisse des performances d'affichage en terme d'images par secondes par rapport à un rendu monoscopique. Cependant, l'interactivité de l'utilisateur avec les surfaces de la scène est maintenue. Nous conservons une fréquence d'affichage des images toujours supérieure à 25Hz.

8.6.2 Matériel

Parmi les techniques présentées dans le chapitre 4, nous avons opté pour une solution de stéréoscopie active. L'expert visualise la scène 3D au travers d'une paire de lunettes à obturation synchronisée avec le dispositif d'affichage (écran ou vidéo-projecteur à 120Hz). La liaison lunettes/émetteur est infra-rouge et la synchronisation GPU/émetteur est câblée électroniquement. Nous utilisons un kit¹ disponible sur le marché. La figure 8.13 propose une vue du poste de travail proposé à l'expert. La tâche d'étiquetage est une

1. Nvidia 3D vision : développé par la société Nvidia, Nvidia Corporation, Santa Clara, CA

8.6. RENDU STÉRÉOSCOPIQUE

tâche qui nécessite une perception complète de la scène avec une focalisation de l'attention de l'expert autant sur les détails de la texture que le relief de la surface 3D. La stéréoscopie permet ici à l'expert de visualiser la scène avec une perception du relief accrue par rapport à une visualisation 3D non stéréoscopique.

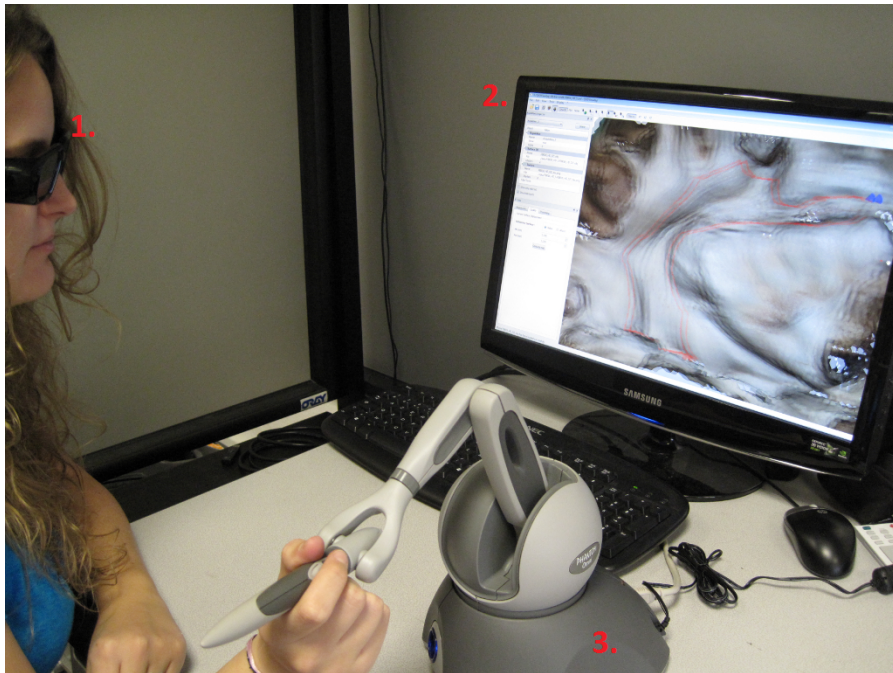


FIGURE 8.13 – Vue de la plateforme de visualisation immersive proposée à l'expert. 1. : Lunettes à obturation synchronisées, 2. : écran stéréoscopique 120Hz, 3. : Périphérique haptique (Phantom Omni) pour l'étiquetage (l'objet de l'intégration de ce périphérique est détaillé dans le chapitre suivant).

8.7 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de présenter la visualisation en elle même ainsi que les outils associés. L'hétérogénéité des données en présence a nécessité la mise en place de techniques spécifiques de l'état de l'art. La mise en place d'une visualisation surfacique a permis de visualiser les maillages 3D issues de l'acquisition surfacique des spécimens. La visualisation volumique a permis de visualiser les données issues d'IRM ex vivo des spécimens avant dissection. Enfin la production d'une visualisation mixte, volumique et surfacique, apporte à l'utilisateur expert l'opportunité de visualiser les zones d'intérêt étiquetées dans leur contexte anatomique, constitué par les images IRM. Ces techniques ont permis d'obtenir la qualité du résultat proposé. Le chapitre suivant est consacré aux interactions de l'expert avec les données surfaciques pour extraire la connaissance des surfaces 3D visualisées.

8.7. CONCLUSION

Chapitre 9

Interactions pour l'extraction de connaissances

Sommaire

9.1	Introduction	159
9.2	Outils d'interactions	160
9.2.1	Sélection 3D de zones	160
9.2.2	Périphérique d'interaction	162
9.2.3	Étiquetage	164
9.2.4	Contraintes d'implémentation	165
9.3	Évaluations utilisateurs	167
9.3.1	Protocole	168
9.3.2	Résultats & Discussion	169
9.4	Conclusion	173

Résumé

Dans ce chapitre, consacré à l'étude de l'interaction utilisateur au sein des visualisations, nous présentons les outils développés pour mener à bien des tâches d'étiquetage de zones d'intérêt. Nous proposons l'ajout d'un bras haptique afin d'aider dans la détection ou le suivi de micro-reliefs. Ces micro-reliefs peuvent être caractéristiques de frontières de zones d'intérêt recherchées. Nous avons donc mené une étude utilisateur afin d'évaluer l'apport et la précision du système.

9.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons les concepts d'interaction mis à disposition de l'expert pour lui permettre de détecter puis d'étiqueter des structures d'intérêt. En effet, dans notre application aux fibres cérébrales, l'interactivité de notre visualisation doit faciliter l'extraction de portions de faisceaux visibles sur différentes étapes de dissection. Pour cela nous proposons des outils de sélection spécifiques à de telles opérations et ce

sur des maillages 3D très résolus. Les problématiques de performance du système sont donc importantes à prendre en considération ; certaines sont explicitées dans ce chapitre. Enfin, nous présentons les résultats d'une étude utilisateur menée avec des praticiens. Ces praticiens constituent également les experts à même d'utiliser notre système.

9.2 Outils d' interactions

9.2.1 Sélection 3D de zones

9.2.1.1 Curseur 3D

Dans un environnement immersif et surtout une visualisation stéréoscopique, il est impératif de masquer tout élément 2D de l'interface, comme par exemple le pointeur de la souris. En effet, ceci est nécessaire pour ne pas interférer avec l'effet stéréoscopique et ainsi compromettre le sentiment d'immersion de l'utilisateur. L'élément clé dans une interface permettant la sélection est le curseur. Dans notre interface, nous proposons à l'utilisateur un curseur 3D pour effectuer ces tâches de sélection. Ce curseur est une projection directe du curseur 2D sur les surfaces 3D. Ce curseur n'est affiché uniquement lorsque l'utilisateur survole une surface et est matérialisé par une sphère semblant "glisser" sur les surfaces 3D explorées (Cf. Figure 9.1). Le curseur fait ainsi partie intégrante de la scène et sa profondeur est perceptible.

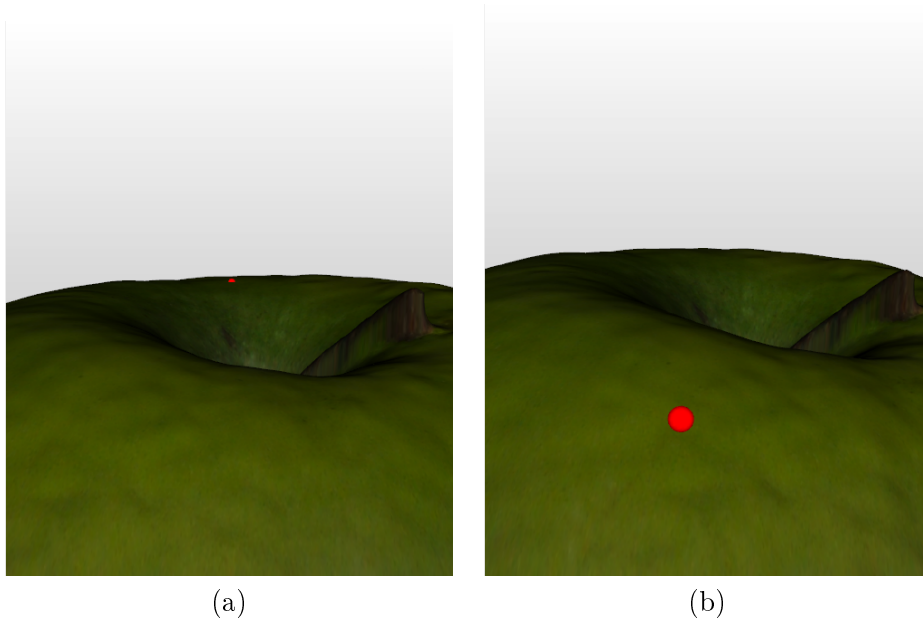


FIGURE 9.1 – Curseur 3D suivant le relief de la surface 3D. Vue du curseur 3D éloigné de la caméra (a) et proche de la caméra (b).

9.2.1.2 Modes de sélection

Pour l'expert, les données à sélectionner sont des ensembles de triangles qui constituent le maillage des surfaces 3D. Afin de mener à bien la phase d'étiquetage des zones d'intérêt, divers modes de sélection de triangles sont proposés à l'expert. Il dispose en effet d'opérateurs de :

- sélection de triangles dite simple : autorisant une sélection triangle par triangle,
- sélection de triangles dite multiple : sélection de groupes de triangles sous une ligne 2D droite (Figure 9.2a) ou sous une ligne 2D dessinée librement (Figure 9.2b).

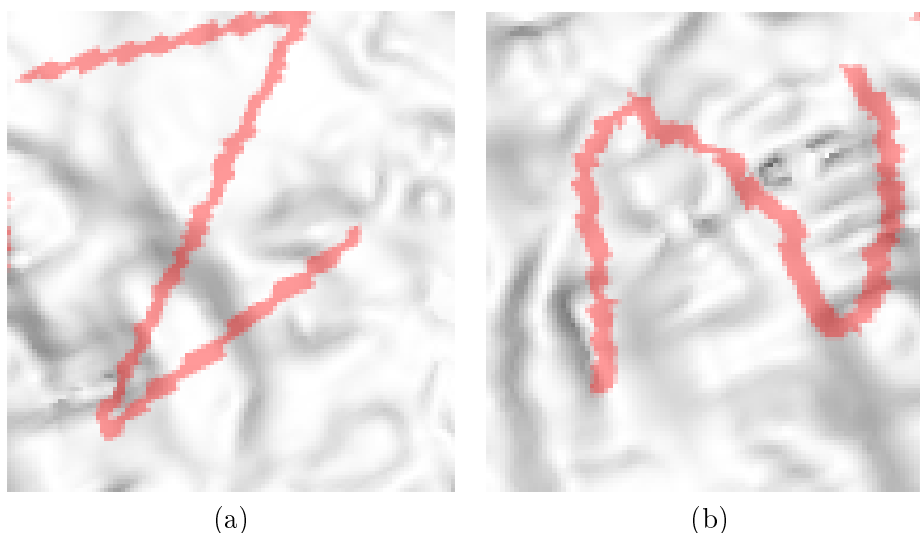


FIGURE 9.2 – Outil de sélection multiple de triangles. (a) Sélection par lignes droites. (b) Sélection par chemin libre.

Ensuite, nous avons proposé d'autres opérateurs de plus haut niveau comme :

- Le remplissage d'une zone fermée (Figure 9.3b) - c'est à dire dont les frontières ont été précédemment sélectionnées (Figure 9.3a),
- L'inversion de sélection (Figure 9.3c).

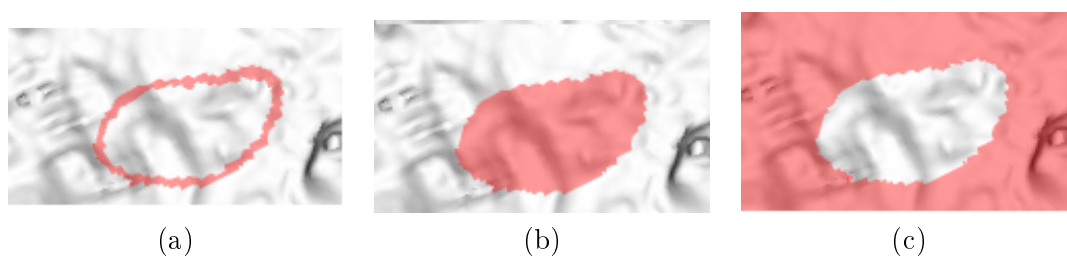


FIGURE 9.3 – Opérateurs de sélection. (a) Sélection de contours. (b) Sélection remplissage. (c) Inversion de sélection

Enfin, nous avons également enrichi le modèle de sélection avec les concepts ensemblistes :

- Sélection "additive",
- Sélection "soustractive".



FIGURE 9.4 – Outil ensemblistes de sélection de triangles

La sélection dite additive permet l'accumulation des zones sélectionnées alors que la sélection soustractive autorise une dé-sélection de zones précédemment sélectionnées. L'ensemble de ces outils permettent à l'expert de segmenter les structures d'intérêt qu'il cherche à identifier sur chacune des surfaces.

9.2.2 Périphérique d'interaction

Les tâches de sélection proposées par l'outil précédemment présenté sont réalisées grâce à un périphérique à retour d'effort (Cf. Chapitre 4, section 4.3). Un tel périphérique permet à l'expert de ressentir le micro-relief potentiellement présent sur les surfaces 3D. En effet, les zones d'intérêt peuvent correspondre à des parties du spécimen qui ont été ôtées durant le processus de dissection. La motivation de la mise en place d'un tel dispositif réside donc dans l'apport d'une aide à l'expert par la stimulation du toucher.

9.2.2.1 Bras haptique : le Phantom Omni

Le choix du périphérique haptique est guidé par plusieurs critères comme :

1. la taille de l'espace de travail,
2. le couple maximal,
3. le budget

Nous disposons du phantom Omni¹, un bras haptique accessible qui offre un compromis intéressant entre ces trois critères. Ce bras haptique possède trois jonctions en rotation, un stylet mobile sur trois axes et deux boutons (Cf. Figure 9.5). L'organe terminal du

1. Sensable technologies, Geomagic Inc.

bras, représenté par le stylet contrôle la position du curseur 3D dans notre application. Enfin, les actions de sélection et dé-sélection décrite dans les sections précédentes sont associées aux deux boutons du stylet.

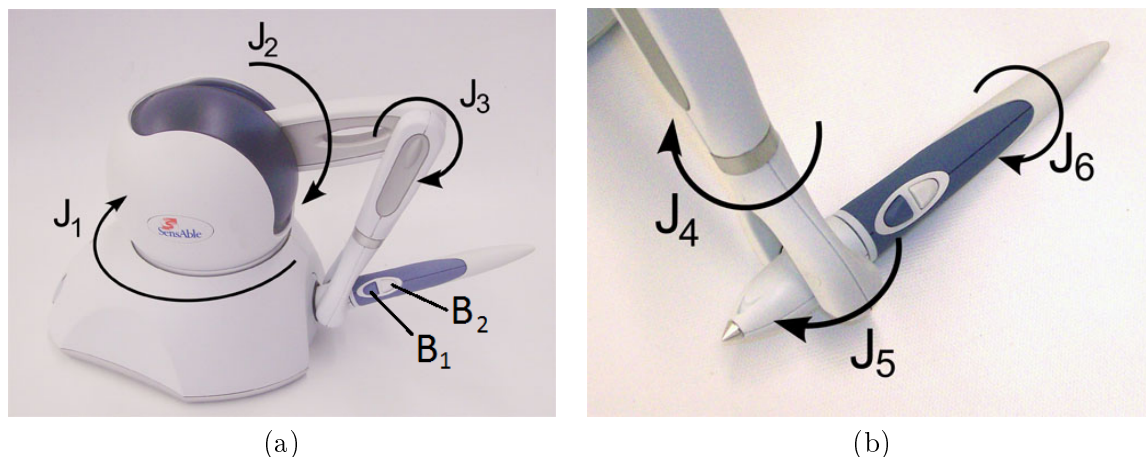


FIGURE 9.5 – (a) Vue du Phantom de Sensable Inc. avec J_1 , J_2 et J_3 pour les jonctions permettant des rotations et B_1 et B_2 deux boutons permettant à l'utilisateur d'effectuer des actions. (b) Vue du stylet et des trois jonctions J_4 , J_5 et J_6 contrôlant le pointeur 3D.

Un périphérique haptique nécessite l'établissement d'une correspondance (ou mapping) entre l'espace d'évolution physique et l'espace d'évolution virtuel du pointeur. La définition de cette transformation influe sur la précision du déplacement du curseur dans la scène. Si l'on cherche une précision maximale, le déplacement réel est alors identique au déplacement virtuel. Si l'on recherche plutôt une amplitude de déplacement importante, alors la précision du mouvement dans l'environnement virtuel sera moindre.

Avec le Phantom Omni, nous disposons d'un espace de travail inclus dans une boîte de 160mm x 120mm x 70mm (Cf. Annexe E). La taille de cette zone est comparable à celle de nos spécimens. Ce périphérique est donc adapté et permet d'obtenir dans notre application un rendu haptique précis avec des déplacements virtuels et réels identiques.

9.2.2.2 Intégration du périphérique

Nous détaillons ici les problématiques liées à l'intégration du Phantom Omni dans notre application.

Retour de force. Le modèle de retour de force sous-jacent est le modèle "virtual wall" présenté au chapitre 4, section 4.3. Nous n'avons pas choisi d'utiliser ici un modèle physique réaliste qui aurait, dans notre cas, représenté la viscosité et la rugosité d'un spécimen de cerveau fixé au formol. La sensation ressentie par l'utilisateur dans notre application est celle d'un parcours d'une surface rigide accidentée avec des zones de micro-relief bien perceptibles.

Performances. Lors de l'exécution d'une boucle de rendu haptique, plusieurs étapes sont nécessaires. La première étape consiste en un calcul des collisions entre la position du curseur pilotée par le bras et les objets de la scène. Ce calcul doit être exécuté lors de chaque déplacement de ce curseur afin que le rendu haptique soit réaliste et continu. Le dispositif à retour d'effort doit alors pouvoir accéder à chaque instant à une représentation de la scène à jour. La représentation des contraintes haptiques de la scène peut être construite à partir de l'image de profondeur de la scène (ou tampon de profondeur) depuis un point de vue donné. Ce point de vue peut être celui de la caméra ou bien celui du curseur. Dans le cas où l'on utilise le point de vue de la caméra, les contraintes haptiques ne peuvent être restituées que sur les éléments visibles de la scène. Dans le cas de la prise en compte d'un point de vue issu du curseur 3D, l'évaluation des contraintes haptiques est effectuée localement et donc l'utilisateur peut percevoir chaque élément dans son intégralité, quelque soit son point de vue.

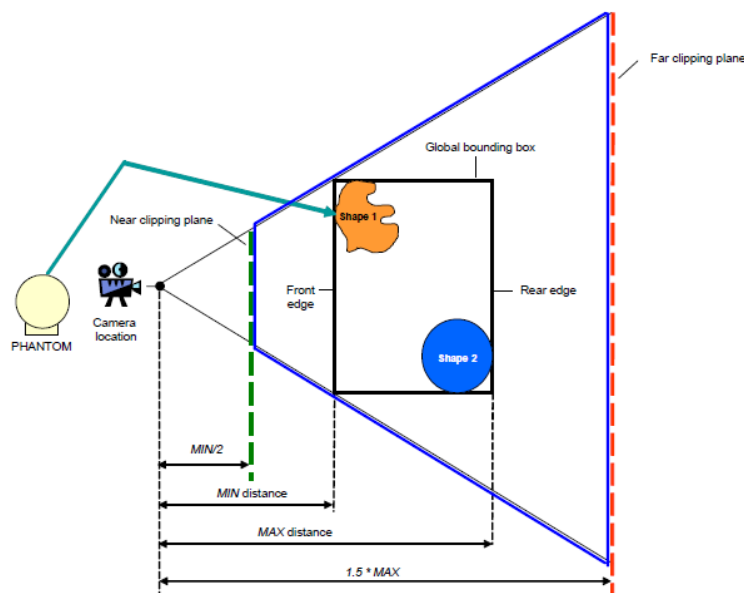


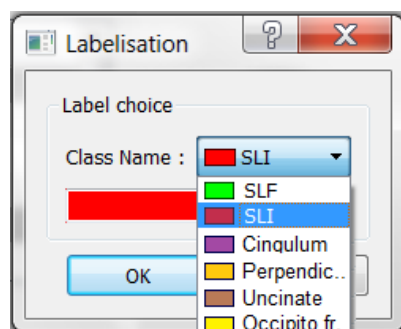
FIGURE 9.6 – Schéma extrait de "OpenHaptics programming guide" (Sensable Inc.) présentant les contraintes de construction d'une scène haptique optimisée.

La figure 9.6 montre l'adaptation de la zone de calcul des collisions (bounding box) dans le rendu haptique. Une des difficultés est de concilier un rendu haptique et visuel de la scène complète - c'est à dire que la surface 3D peut être à la fois entièrement visible et perceptible.

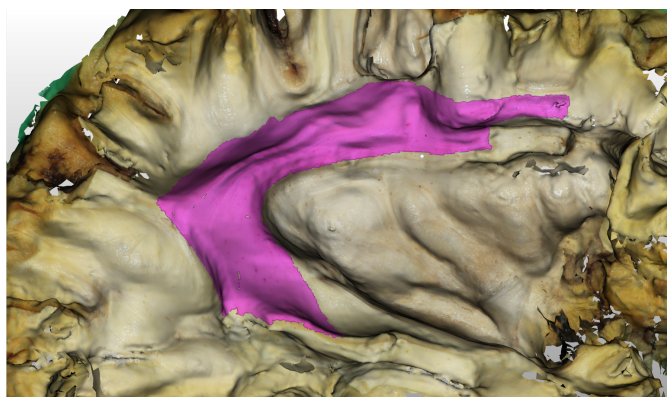
9.2.3 Étiquetage

Un outil est fourni à l'expert pour étiqueter les portions de surfaces 3D identifiées et sélectionnées. Lorsque l'expert est satisfait de sa sélection sur la surface courante, il a la possibilité de la valider. Une liste d'étiquettes lui est alors proposée (Cf. Figure 9.7a). Dès qu'il a fait son choix, la zone identifiée est colorée avec la couleur affectée à l'étiquette (Cf.

Figure 9.7b). Ainsi, l'ensemble des portions de surfaces précédemment étiquetées avec la même étiquette sont identifiées dans la visualisation par une unique couleur.



(a)



(b)

FIGURE 9.7 – (a) Étiquettes proposées à l'expert. (b) La zone d'intérêt étiquetée est colorée.

Toutes ces zones réunies sous la même étiquette sont des sous ensembles identifiés par l'expert comme appartenant à une même structure recherchée. Ces zones étiquetées sont nommées zones d'intérêt. A l'issue du processus d'étiquetage, l'expert dispose d'une visualisation lui présentant les différentes zones d'intérêt. Cette visualisation lui permet d'afficher ou de masquer des zones d'intérêt avec ou sans leur surface 3D support. Lorsque l'expert masque l'ensemble des surfaces 3D support, il obtient alors par l'empilement des zones d'intérêts, un aperçu de la structure 3D recherchée.

9.2.4 Contraintes d'implémentation

La difficulté principale concernant la mise en place d'une telle visualisation, est due à la masse importante de triangles qui composent les maillages manipulés. Dans le cadre de nos données de dissection d'hémisphères cérébraux, ces maillages sont composés de 400 000 à plus de 500 000 triangles selon les surfaces. Les opérations de chargement et déchargement de tels maillages sont couteuses et posent le problème de la conciliation d'une navigation fluide parmi plusieurs surfaces 3D tout en conservant une haute fidélité des surfaces 3D. Les sections suivantes font état de quelques unes de ces difficultés rencontrées ainsi que de leur résolution.

9.2.4.1 Complexité

Il a été nécessaire de s'intéresser aux performances du modèle de sélection pour maintenir l'interactivité lors des phases de sélection sur ces maillages de grande taille. En effet, la sélection de triangles est basée sur la technique de lancer de rayon depuis le point de vue utilisateur vers le maillage. Le lancé de rayon est une méthode fiable et précise pour les opérations de sélection 2D vers 3D (*picking*). Cependant, cette technique présente un coût élevé en terme de complexité de calcul notamment lors de l'évaluation des intersec-

tions du maillage avec le rayon. L'organisation de la structure de données représentant le maillage est donc d'une importance capitale. Nous avons ici mis en place un découpage spatial hiérarchique de type Octree pour nos maillages (Cf. Figure 9.8). Nous avons ainsi pu réduire la complexité de la méthode et donc le coût de calcul de l'intersection du rayon avec le maillage.

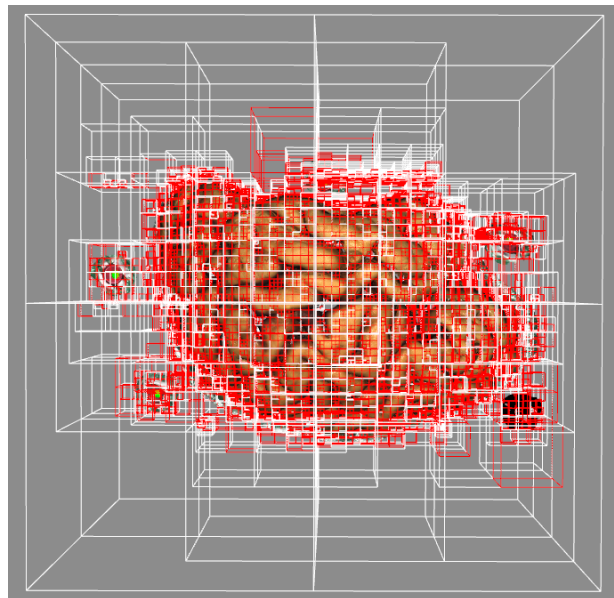


FIGURE 9.8 – Décomposition hiérarchique en octree d'une surface 3D d'hémisphère cérébral. En blanc apparaissent les boîtes englobantes nœuds et en rouge les boîtes englobantes feuilles.

9.2.4.2 Encombrement mémoire

Pour l'implémentation de la visualisation, nous avons dû prendre en considération l'occupation mémoire des surfaces 3D en mémoire GPU. Les surfaces en présence sont des maillages très résolus et donc constitués de nombreux triangles. A titre d'exemple et sur l'expérimentation de dissection d'un faisceau au sein d'un hémisphère de cerveau, le tableau 9.1 présente quelques surfaces et leur nombre de points, de faces ainsi que l'encombrement mémoire sur carte graphique.

Dans notre système, pour offrir à l'utilisateur un retour visuel sur les zones de la surface sélectionnées, il est nécessaire de disposer d'un "masque". Ce masque est constitué de l'ensemble des triangles sélectionnés. Par conséquent, une surface doit être présente en mémoire en deux exemplaires : un exemplaire pour le rendu surfacique classique, un exemplaire pour le masque de sélection. Pour une surface chargée, nous disposons donc pour chacun des deux exemplaires :

- de l'ensemble des sommets (vecteur 3D de réels),
- de l'ensemble des normales (vecteur 3D de réels),
- de l'ensemble d'indices de faces (entier).

9.3. ÉVALUATIONS UTILISATEURS

Surface	#points	#triangles	mémoire GPU (MB)
<i>FIB016_HD_000</i>	289859	529191	11,06
⋮	⋮	⋮	⋮
<i>FIB016_HD_005</i>	252313	488354	9,62
<i>FIB016_HD_006</i>	234297	455909	8,94
<i>FIB016_HD_007</i>	311232	593875	11,87
<i>FIB016_HD_008</i>	350351	618180	13,36
<i>FIB016_HD_009</i>	320432	600353	12,22
<i>FIB016_HD_010</i>	364605	627859	13,91
<i>FIB016_HD_011</i>	374334	596003	14,28
<i>FIB016_HD_012</i>	255969	499342	9,76
⋮	⋮	⋮	⋮
<i>FIB016_HD_019</i>	217087	423379	8,28
<i>FIB016_HD_020</i>	221133	431840	8,44
<i>FIB016_HD_021</i>	213496	420684	8,14

TABLE 9.1 – Surfaces 3D acquises lors du suivi de dissection d’un faisceau sur un hémisphère de cerveau humain.

A ces données géométriques, il faut ajouter l’information de texture plaquée. Cette information est présente sous forme d’image haute résolution couleur (RGBA 32bits). A chaque surface 3D est associée une texture, chaque texture est une texture 2048 x 2048 pixels, d’où un encombrement mémoire identique pour chaque étape de dissection présenté dans le tableau 9.2.

Texture	Résolution	taille en mémoire GPU (MB)
<i>FIB016_HD_000</i>	2048x2048	16
⋮	⋮	⋮
<i>FIB016_HD_021</i>	2048x2048	16

TABLE 9.2 – Textures 2D acquises lors du suivi de dissection d’un faisceau sur un hémisphère de cerveau humain.

Enfin, les images volumiques doivent également être chargées en mémoire GPU. Elles sont représentées sous la forme de texture 3D de 256x256x256. L’encombrement varie selon le codage d’un voxel comme présenté dans le tableau 9.3.

Les images IRM T1 dont nous disposons sont principalement codées par des entiers sur 16bits. Ce codage permet de conserver une dynamique de niveaux de gris suffisante et donc une bonne précision des données.

9.3 Évaluations utilisateurs

Le processus d’étiquetage ou segmentation 3D est un processus clé dans notre méthode. Des outils ayant été développés spécifiquement pour cette opération, il est néces-

9.3. ÉVALUATIONS UTILISATEURS

Texture Résolution	Type de codage d'un voxel	# bits/voxels	taille en mémoire GPU (MB)
256x256x256	Octet	8	16
256x256x256	Entier court	16	32
256x256x256	Entier	32	64
256x256x256	Réel	32	64
256x256x256	Réel long	64	128

TABLE 9.3 – Textures 3D construites à partir d'images volumiques IRM d'hémisphère de cerveau humain.

saire d'évaluer l'impact de la variabilité des segmentations sur les résultats de reconstruction obtenus. Nous avons fait appel à un panel d'utilisateurs auquel nous avons soumis le protocole proposé ci-dessous.

9.3.1 Protocole

Afin de proposer une évaluation du processus d'étiquetage, nous avons proposé à cinq utilisateurs d'effectuer une segmentation 3D d'un objet simple. Cette segmentation ne doit pas requérir une quelconque expertise de l'utilisateur. Le protocole a été conçu pour que la variabilité des résultats ne puisse dépendre que de la précision de manipulation des utilisateurs et de leur aisance avec l'interface des outils.

Enfin, pour chacune des quatre tâches de test conçues, nous avons demandé aux utilisateurs d'utiliser d'abord la souris, puis ensuite le périphérique haptique (Phantom Omni) comme dispositif de sélection. Nous mesurons les résultats obtenus suivant deux dimensions : le temps d'exécution de la tâche et la précision de la sélection. La précision de la sélection est mesurée quantitativement dans la première tâche (Matrice de confusion) et qualitativement dans les trois autres tâches. Les sections suivantes décrivent en détail les quatre tâches demandées aux utilisateurs.

9.3.1.1 Tâche 1

La première tâche que l'on souhaite soumettre aux utilisateurs consiste à sélectionner l'ensemble des triangles constituant le fond d'une large rainure clairement identifiable sur l'objet 3D. La tâche est expliquée aux utilisateurs juste avant l'exécution. Cette tâche est chronométrée. Puisque nous disposons d'une vérité terrain pour cette sélection, nous allons pouvoir présenter des données quantitatives. La figure 9.9(a) présente l'objet 3D considéré.

9.3.1.2 Tâche 2

La tâche 2 consiste à effectuer une sélection des triangles de l'objet 3D présenté sur lesquels un motif simple est projeté. Nous relevons le temps d'exécution de cette tâche et attribuons une note reflétant la fidélité de la segmentation avec le motif texturé. L'échelle choisie pour l'évaluation varie de 1 (faible) à 5 (excellente). La figure 9.10 montre le motif projeté sur l'objet 3D.

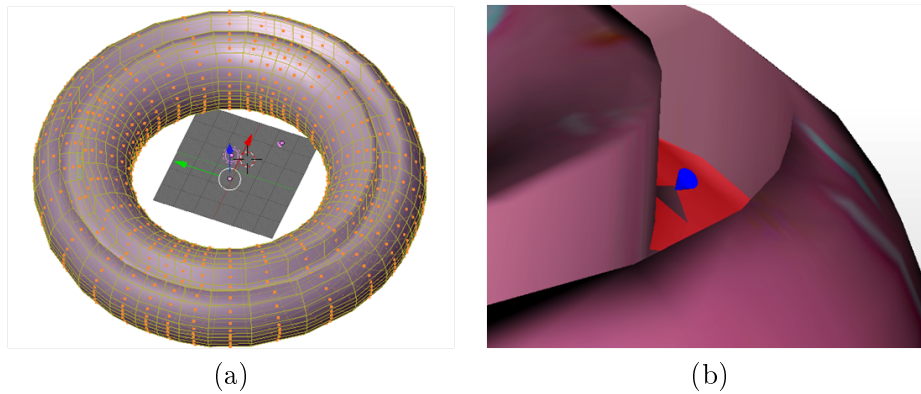


FIGURE 9.9 – (a) Visuel du tore considéré. (b) Visuel de la zone à sélectionner.

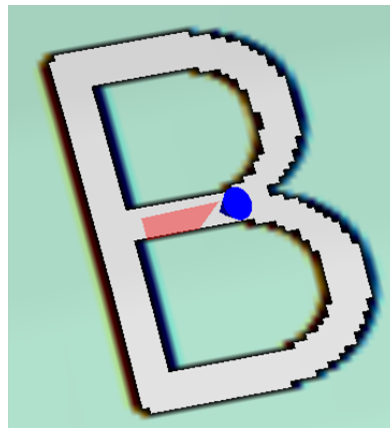


FIGURE 9.10 – Exemple de sélection suivant un motif présent sur une texture projetée sur la surface 3D.

9.3.1.3 Tâche 3

La tâche 3 est similaire à la tâche précédente, à la différence que le motif n'est pas présent sur une texture, mais bien présent en relief sur l'objet 3D. L'utilisateur doit sélectionner les triangles appartenant au relief (Figure 9.11).

9.3.1.4 Tâche 4

La dernière tâche consiste à demander aux utilisateurs de sélectionner les triangles sur un chemin. Ce chemin est matérialisé par des points de passage. La figure 9.12 présente une vue d'un chemin en cours de sélection.

9.3.2 Résultats & Discussion

Dans cette section, nous présentons les résultats obtenus pour l'ensemble des tâches demandées aux utilisateurs. Les tableaux 9.4 et 9.5 montrent les données quantitatives

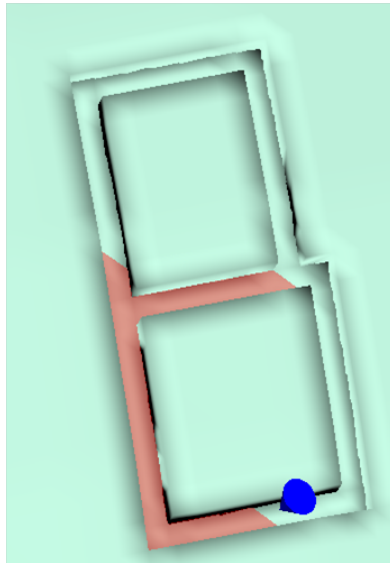


FIGURE 9.11 – Exemple de réalisation de sélection suivant un motif extrudé de la surface 3D.



FIGURE 9.12 – Exemple de réalisation d'une sélection suivant une portion de chemin contrainte par des points clé (sphères blanches).

mesurées (temps) et calculés (précision, rappel et ratio precision/temps).

Tâche 1	Phantom		
	Précision	Rappel	Temps (s)
Utilisateur 1	0.979	0.931	136
Utilisateur 2	1	1	193
Utilisateur 3	0.99	0.872	82
Utilisateur 4	0.917	0.931	38
Utilisateur 5	0.448	0.966	35
Moyenne	0.867	0.94	97

TABLE 9.4 – Tâche 1 : Segmenter le fond du tore à l'aide du Phantom

D'après les mesures effectuées lors des tests utilisateurs et présentées dans les tableaux

9.3. ÉVALUATIONS UTILISATEURS

Tâche 1	Souris		
	Précision	Rappel	Temps (s)
Utilisateur 1	0.99	1	99
Utilisateur 2	1	1	224
Utilisateur 3	0.901	0.994	100
Utilisateur 4	0.943	0.826	56
Utilisateur 5	0.464	0.927	46
Moyenne	0.860	0.949	105

TABLE 9.5 – Tâche 1 : Segmenter le fond du tore à l’aide de la souris

Tâche 2	Phantom	
	Qualité	Temps (s)
Utilisateur 1	5	150
Utilisateur 2	5	101
Utilisateur 3	4	127
Utilisateur 4	3	51
Utilisateur 5	2	49
Moyenne	3.8	104

TABLE 9.6 – Tâche 2 : Segmenter sur la surface 3D un motif texturé à l’aide du Phantom

Tâche 2	Souris	
	Qualité	Temps (s)
Utilisateur 1	4	80
Utilisateur 2	4	83
Utilisateur 3	4	65
Utilisateur 4	4	94
Utilisateur 5	3	55
Moyenne	3.8	75

TABLE 9.7 – Tâche 2 : Segmenter sur la surface 3D un motif texturé à l’aide de la souris

Tâche 3	Phantom	
	Qualité	Temps (s)
Utilisateur 1	3	65
Utilisateur 2	3	71
Utilisateur 3	5	60
Utilisateur 4	2	12
Utilisateur 5	3	59
Moyenne	3.2	53

TABLE 9.8 – Tâche 3 : Segmenter sur la surface 3D un motif en relief à l’aide du Phantom

ci-dessus, nous proposons le graphique 9.13 qui montre les performances de l’échantillon. Bien que la grande majorité des utilisateurs parviennent à obtenir une très bonne précision ($> 90\%$), nous voyons apparaître une variabilité inter-utilisateurs avec l’utilisateur 5. Il

9.3. ÉVALUATIONS UTILISATEURS

Tâche 3	Souris	
	Qualité	Temps (s)
Utilisateur 1	3	58
Utilisateur 2	5	59
Utilisateur 3	5	37
Utilisateur 4	2	27
Utilisateur 5	3	22
Moyenne	3.6	45

TABLE 9.9 – Tâche 3 : Segmenter sur la surface 3D un motif en relief à l’aide de la souris

Tâche 4	Phantom	
	Qualité	Temps (s)
Utilisateur 1	2	24
Utilisateur 2	3	74
Utilisateur 3	5	16
Utilisateur 4	2	30
Utilisateur 5	3	27
Moyenne	3	34

TABLE 9.10 – Tâche 4 : Suivre un chemin en passant pas des points clé à l’aide du Phantom

Tâche 4	Souris	
	Qualité	Temps (s)
Utilisateur 1	5	24
Utilisateur 2	4	78
Utilisateur 3	5	82
Utilisateur 4	2	20
Utilisateur 5	3	45
Moyenne	3.8	47

TABLE 9.11 – Tâche 4 : Suivre un chemin en passant par des points clés à l’aide de la souris

apparaît produire un résultat d’une faible précision ; ce résultat de performance pur est à nuancer avec les données de temps d’exécution qui montrent que cet utilisateur n’a pas consacré beaucoup de temps à la tâche comparativement aux autres. Ce comportement se retrouve par la suite dans les évaluations qualitatives des tâches 2, 3 et 4. Concernant la typologie des utilisateurs, à savoir ingénieurs ou praticiens, nous n’observons pas de différences significatives dans les résultats présentés.

9.4. CONCLUSION

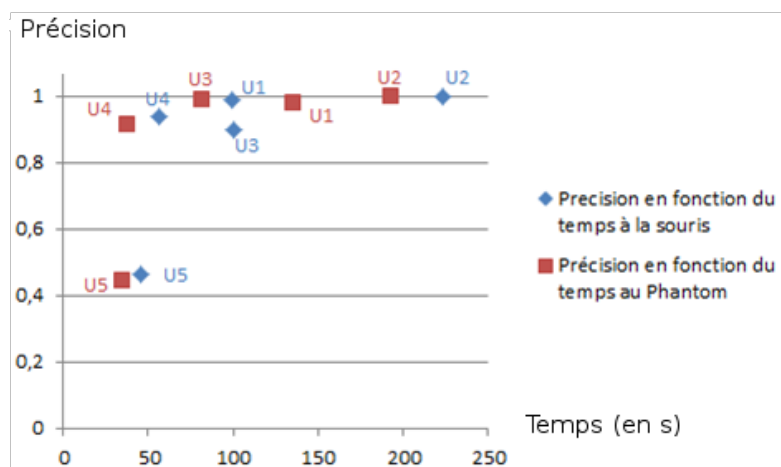


FIGURE 9.13 – Graphe de positionnement des performances quantitative des utilisateurs (tâche 1), selon les deux modalités d'interactions.

9.4 Conclusion

Les outils interactifs proposés permettent une sélection fine et efficace de maillages 3D, tout en conservant un retour visuel fluide et interactif. Un panel d'utilisateurs a pu être évalué sur des tâches unitaires simples, mais se situant à la base de la technique de segmentation 3D proposée. Ainsi, nous notons qu'à l'exception d'un des utilisateurs, l'ensemble du panel parvient à s'approprier l'outil de segmentation proposé pour obtenir des résultats satisfaisants. Deux modalités d'interaction leur ont été présentées : la souris et le bras haptique. Sur l'ensemble des tâches soumises, nous n'avons pas démontré d'impact significatif du périphérique d'interaction sur les performances des utilisateurs. Cependant, le questionnaire de satisfaction proposé à l'issue de l'évaluation met en exergue une sensation "sécurisante" de "guidage" lors de l'utilisation du bras haptique. Dans ce chapitre, nous avons évoqué et évalué la phase d'étiquetage. Cet étiquetage ne produit que des portions de l'information globale recherchée. C'est pourquoi une étape supplémentaire est nécessaire avant de pouvoir effectuer la validation reposant sur notre vérité terrain. Cette étape de reconstruction 3D de la structure d'intérêt est détaillée dans le chapitre suivant.

9.4. CONCLUSION

Chapitre 10

Reconstructions 3D et Évaluations

Sommaire

10.1 Introduction	176
10.2 Méthodes de reconstruction	176
10.2.1 Reconstruction surfacique	176
10.2.2 Reconstruction volumique	177
10.3 Évaluation des objets reconstruits	180
10.3.1 Évaluations quantitative	180
10.4 Expérimentation 1	184
10.4.1 Objectif	184
10.4.2 Préparation	184
10.4.3 Protocole Expérimental	184
10.4.4 Résultats	187
10.4.5 Discussion	188
10.5 Expérimentation 2	191
10.5.1 Objectif	191
10.5.2 Protocole Expérimental	191
10.5.3 Acquisitions volumiques	192
10.5.4 Acquisitions surfaciques	192
10.5.5 Résultats	193
10.5.6 Discussion	195
10.6 Expérimentation 3	196
10.6.1 Protocole expérimental	196
10.6.2 Résultats	196
10.7 Conclusion	200

Résumé

La dernière phase de notre méthodologie concerne la reconstruction et la comparaison de volumes binaires. Nous présentons tout d'abord notre méthode de reconstruction avant de proposer des indicateurs qui nous semblent pertinents pour juger quantitativement de la similarité entre deux ensembles de voxels. Nous proposons ensuite trois expérimentations. La première permet de valider notre résultat de reconstruction, la seconde démontre l'applicabilité de la méthode proposée avec des données issues de tractographie et la troisième présente la reconstruction d'un faisceau de fibres blanches.

10.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous nous intéressons maintenant à l'étape de reconstruction de la structure d'intérêt à partir des informations partielles constituées par les zones étiquetées par l'expert sur les différentes étapes de dissections. Une reconstruction volumique et une reconstruction surfacique sont effectuées. Après avoir détaillé les méthodes de reconstructions mises en place, nous nous attacherons à détailler des évaluations proposées pour qualifier et quantifier notre résultat de reconstruction. Nous avons donc mis en place une évaluation qualitative pour les résultats de reconstruction 3D surfacique ainsi qu'une évaluation quantitative pour les résultats de reconstruction 3D volumique. L'évaluation qualitative est basée sur les outils de notre visualisation exposés dans le chapitre précédent. L'évaluation quantitative fait intervenir des indicateurs génériques de comparaison d'ensembles, que nous nous proposons d'appliquer entre un volume de référence et notre reconstruction volumique. Nous présentons enfin les résultats de cette évaluation sur une expérimentation menée sur un objet "simple".

10.2 Méthodes de reconstruction

L'intérêt principal de notre travail est de pouvoir proposer une « vérité terrain » aux anatomistes permettant des comparaisons de spécimens acquis avec plusieurs modalités. Pour atteindre cet objectif, une étape de reconstruction est nécessaire. Deux options de reconstruction sont alors possibles : la reconstruction dans le domaine surfacique (sous forme de triangles) ou bien dans le domaine volumique (sous forme de voxels). Nous allons détailler dans les sections suivantes le détail des méthodes de reconstruction surfacique puis volumique.

10.2.1 Reconstruction surfacique

La reconstruction surfacique permet d'obtenir un maillage 3D de l'objet à partir de ses portions repérées et étiquetées sur l'ensemble des surfaces acquises. Cette reconstruction est intéressante pour obtenir une visualisation précise de l'objet d'intérêt. Plusieurs

approches plus sophistiquées ont été envisagées pour résoudre cette problématique complexe. En première approche, nous avons imaginé remailler l'ensemble des fragments de surfaces 3D pour créer un nouveau maillage. En cherchant à connecter ces différents fragments entre eux, nous avons été confronté à la problématique des zones à relier (Cf. Figure 10.1).

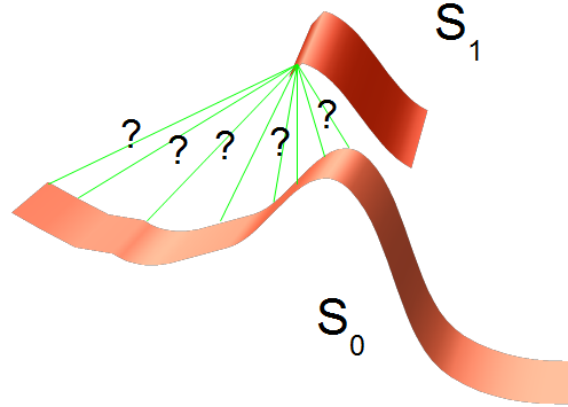


FIGURE 10.1 – Indécision dans l'option de la construction d'un maillage 3D global pour chaque fragments étiquetés. Ici, il n'y a aucun moyen de décider à priori des points à relier entre les fragments étiquetés S_0 et S_1 .

La méthode de reconstruction surfacique que nous avons finalement choisie, consiste en un empilement des fragments de surfaces. Ainsi, l'objet est reconstruit par agglomération des différentes surfaces.

A partir de l'ensemble des surfaces recalées, nous obtenons donc l'objet d'intérêt, comme le montre la figure 10.2.



FIGURE 10.2 – Étapes de la reconstruction surfacique

10.2.2 Reconstruction volumique

10.2.2.1 Principe initial

L'idée sur laquelle repose cette méthode de reconstruction est assez intuitive ; elle consiste à construire un volume de voxels à partir des différentes parties de surfaces étiquetées recalées dans un même repère. Nous cherchons ici à positionner une boîte englobante autour de l'empilement des surfaces. Ensuite, nous souhaitons discrétiser cet espace 3D de manière à obtenir des voxels cubiques (Figure 10.4). Cette boîte est définie par le cube minimum englobant l'ensemble des surfaces constituant l'objet à reconstruire.

En positionnant cette boîte convenablement, nous obtenons un volume aux dimensions habituelles d'une image IRM, avec des résolutions comparables (par exemple 256 x 256 x Nombre de coupes). Nous choisirons des voxels de 1 mm de côté, pour obtenir une résolution comparable à nos acquisitions en pondération T1. Nous parcourons l'espace discrétisé selon la dimension représentant l'altitude (axe z). Pour chaque valeur de l'axe z , nous construisons un plan P colinéaire au plan XY , c'est à dire défini par $P(z, \vec{n})$ avec $\vec{n} = \vec{x} \wedge \vec{y}$. On dispose donc d'une boîte B et d'un plan P . Ainsi l'algorithme utilisé pour la construction d'un volume de voxels est exprimé ci dessous.

```

Require:  $P(O, \vec{x}, \vec{y}) : Plan,$ 
Require:  $B(i, j, k) : Boite\ i \times j \times k\ \forall i, j, k \neq 0,$  et  $k \in [z_{min}; z_{max}]$ 
Require:  $S$  : Ensemble de  $m$  triangles à voxelliser.
Require:  $V$  : Volume Image de sortie.
Ensure:  $S \subset B$ 
  initialise( $V, 0$ )
  for  $k \leftarrow z_{min} \rightarrow k \leq z_{max}$  do
    //Parcours de l'axe des altitudes
    //par translation du plan selon  $z$ 
    translation( $P, \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ k \end{pmatrix}$ )
    listePts2D  $\leftarrow$  calculCollisions( $P, S$ )
    //Intersections du plan et des triangles du maillage
    for  $l \in listePts2D$  do
      //Mise à 1 (255) de ces points
      //d'intersection pour chaque coupe.
       $V[listePts2D[l].x][listePts2D[l].y][k] \leftarrow 255$ 
    end for
  end for
  Algorithme 2 : Voxelisation de l'empilement de surfaces

```

La fonction *calculCollisions* permet de retrouver l'ensemble des points de S pouvant être considérés comme appartenant à P , avec une tolérance de $\pm\delta$. δ correspond à la hauteur du voxel. Les collisions sont calculées entre les segments constituant les triangles et le plan. Par conséquent, les voxels inclus dans les triangles ne sont pas identifiés. Dans nos maillages, les triangles ont une surface moyenne inférieure à 1 mm (Cf. Annexe B.1) ce qui réduit l'apparition de ce cas défavorable, se traduisant par un "trou". Nous avons cependant décidé d'ajouter à l'ensemble des voxels identifiés en collision avec les cotés des triangles, le voxel englobant l'isobarycentre des sommets de chaque triangle (Cf. Figure 10.3) afin de couvrir l'ensemble des cas défavorables.

La figure 10.5 présente les résultats obtenus en appliquant notre algorithme pour voxelliser un maillage 3D résultant d'une acquisition surfacique laser d'une pomme.

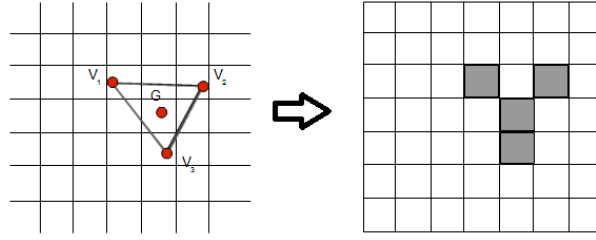


FIGURE 10.3 – Les voxels composant la grille du volume souhaité qui contiennent un des trois sommets ou bien le centre de gravité d'un triangle sont mis à 1.

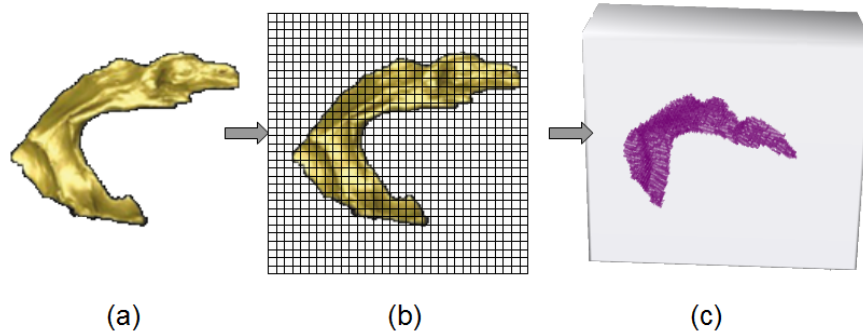


FIGURE 10.4 – Exemple 2D d'illustration de la méthode de voxelisation utilisée. Nous construisons une grille (b) autour du maillage de triangles de la reconstruction surfacique (a), pour obtenir le volume correspondant (c)

10.2.2.2 Discussion

Les inconvénients de la méthode apparaissent lorsque l'on augmente le pas de discrétisation de notre volume, et que la taille du voxel devient inférieure à l'espace inter-surface. Dans ce cas, il est possible que le volume de voxels représentant notre objet reconstruit contienne des zones vides causées par ce pas de discrétisation.

10.2.2.3 Corrections/Améliorations

Le volume V obtenu à l'issue de la reconstruction possède des "trous" artificiels, c'est à dire non présents dans l'objet réel, qu'il nous appartient de combler. Pour réaliser cette opération, nous appliquons une opération bien connue dans le domaine du traitement d'image : la fermeture¹. L'élément structurant utilisé est un des plus simples qui soit, tout en conservant l'omni-directionnalité en 3D (Cf. Figure 10.6). Sa taille est choisie pour être toujours supérieure ou égale à la taille des trous. La taille des trous observés correspond à 1 voxel.

1. $\text{fermeture}(V) = \text{erosion}(\text{dilatation}(V))$

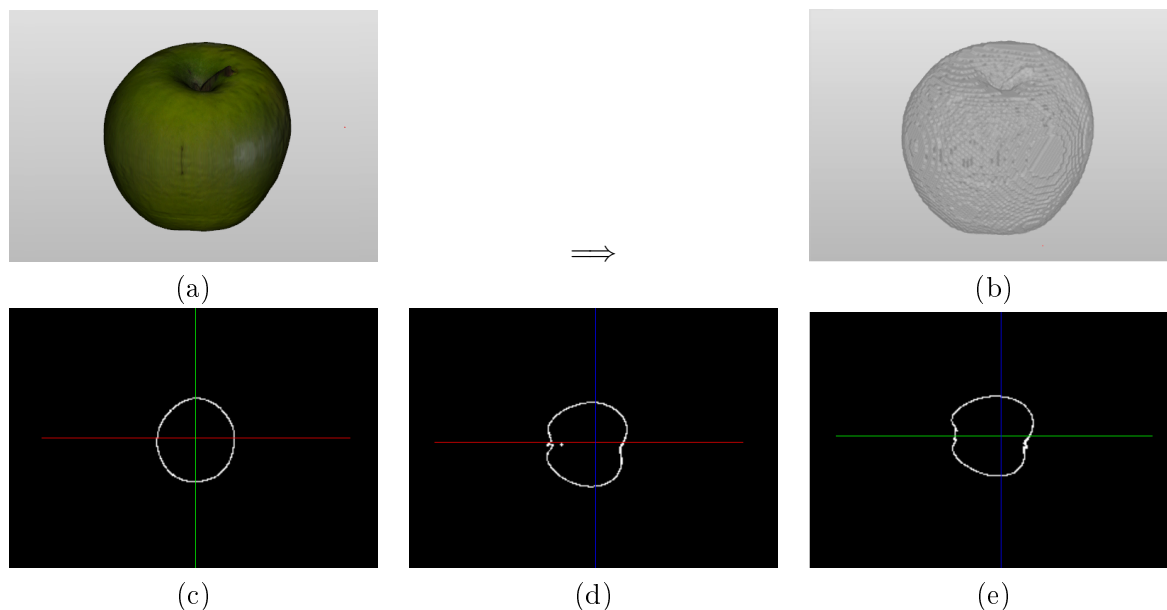


FIGURE 10.5 – Voxellisation par intersection de la géométrie avec N plans alignés selon Z . Le maillage 3D de triangles (a) est transformé en ensemble de voxels (b). (c)(d)(e) sont des vues d'images d'un plan de coupe respectivement en XY , XZ et YZ

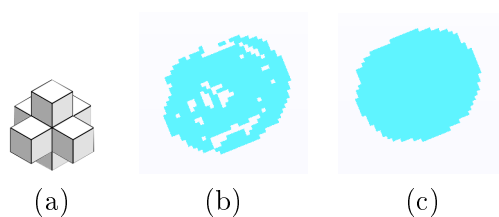


FIGURE 10.6 – (a) Élément structurant 3D utilisé pour l'étape de *fermeture*, (b) Coupe issue du processus de reconstruction volumique et (c) Résultat d'une fermeture sur cette coupe.

10.3 Évaluation des objets reconstruits

10.3.1 Évaluations quantitative

L'évaluation quantitative proposée permet de valider méthode de reconstruction volumique, et d'en évaluer sa précision. Pour cela nous présentons tout d'abord les hypothèses qui motivent l'expérimentation.

10.3.1.1 Hypothèses

Nous cherchons à vérifier au travers des expérimentations proposées que :

- L'étiquetage des portions de surfaces permet l'obtention d'une reconstruction volumique de qualité,

- La présence de trous dans les volumes reconstruits influe nettement sur la qualité du résultat.

Pour réaliser la comparaison des deux volumes, nous devons choisir des indicateurs pertinents à mettre en place. De tels indicateurs sont utilisés dans le domaine de l'évaluation de segmentations. Nous avons cherché à sélectionner ceux qui nous ont semblé les plus pertinents par rapport à notre problématique. La section suivante présente les différents indicateurs retenus pour évaluer la similarité entre ensembles de voxels.

10.3.1.2 Indicateurs pour la comparaison d'ensembles

Matrice de confusion. La matrice de confusion est un outil issue de travaux de recherches dans différents domaines (recherche de documents, mesure de qualité de prédictions, etc.). Elle est utilisée pour évaluer la qualité de "recouvrement" de deux ensembles. Dans notre cas, nous cherchons à comparer deux images volumiques binaires, c'est à dire deux ensembles de voxels que nous noterons :

- V : volume à valider,
- V_{ref} : volume de référence ou *vérité terrain*.

Notre matrice de confusion se présente donc sous la forme suivante :

$V_{ref} \backslash V$	\notin	\in
\notin	a	b
\in	c	d

La matrice de confusion est constituée de quatre coefficients a, b, c et d qui sont calculés comme suit :

- a : ensemble des voxels externes aux 2 ensembles et donc non inclus dans V et V_{ref}
($a : \forall i, j, k \in E^3, E(i, j, k) \notin V \wedge E(i, j, k) \notin V_{ref}$)
- b : ensemble des voxels de V non inclus dans V_{ref} ($b : \forall i, j, k \in E^3, E(i, j, k) \in V \wedge E(i, j, k) \notin V_{ref}$)
- c : ensemble des voxels de V_{ref} non inclus dans V ($c : \forall i, j, k \in E^3, E(i, j, k) \in V_{ref} \wedge E(i, j, k) \notin V$)
- d : ensemble des voxels communs aux 2 ensembles et donc inclus dans V et V_{ref}
($d : \forall i, j, k \in E^3, E(i, j, k) \in V \wedge E(i, j, k) \in V_{ref}$)

Les quatre éléments de la matrice de confusion permettent d'établir non seulement un taux d'erreur (ξ) mais des indicateurs statistiques de base, tels que la *précision*, le *rappel* et la *F-mesure* qu'il est également possible d'obtenir à partir des deux premiers.

La *précision* (P), définie par l'équation 10.1, quantifie le rapport entre l'ensemble des voxels communs aux deux volumes et ceux non présents dans la vérité terrain.

$$P = \frac{d}{b + d} \quad (10.1)$$

Le *rappel* (R) défini par l'équation 10.2, exprime le rapport entre l'ensemble des voxels communs aux deux volumes et ceux uniquement présents dans la vérité terrain.

$$R = \frac{d}{c + d} \quad (10.2)$$

Enfin, nous proposons également de nous intéresser à une mesure d'erreur qui prend en considération les voxels identifiés comme "externes" aux deux structures (a). Cette mesure est définie par l'équation 10.3

$$\xi = \frac{b + c}{a + b + c + d} \quad (10.3)$$

La notion de "voxels externes" fait référence aux voxels entourant les formes à comparer. Dans la littérature, on trouve également un critère synthétique appelé *F-mesure* qui peut être considéré comme un critère de qualité. La *F-mesure* s'exprime alors ainsi :

$$F_\alpha = \frac{(1 + \alpha^2) \times P \times R}{\alpha^2 \times P + R} \quad (10.4)$$

On remarque que lorsque $\alpha = 1$, ce critère est une moyenne harmonique entre P et R . Et dans ce cas, cette mesure tend vers 1 dans si $R = P = 1$. α est le poids que l'on accorde à la *précision* ou au *rappel*. Par exemple, $\alpha = 0.5$ accorde deux fois plus d'importance à la *précision* qu'au *rappel*, et inversement avec $\alpha = 2$.

Cependant, ces mesures basées sur la matrice de confusion, ne tiennent pas compte de contraintes telle la tolérance topologique (notions de distance ou similarité) que nous pouvons accorder à nos ensembles à comparer. C'est pour cela qu'il semble nécessaire d'adjoindre aux mesures présentées précédemment d'autres indicateurs comme les coefficients de Dice (1945) et Jaccard (1901) ou bien la *distance de Hausdorff*.

Coefficients de Dice et Jaccard Toujours à partir des quatre coefficients a , b , c et d nous pouvons également exprimer le coefficient de Dice (Cf. Equation 10.5) équivalent à l'index de Sorensen (s) et le coefficient de similarité de Jaccard (Cf. Equation 10.6) pour deux ensembles de voxels e_1 et e_2 . On pose $N = \text{card}(e_1)$ et $M = \text{card}(e_2)$.

$$s = \frac{2|e_1 \cap e_2|}{|e_1| + |e_2|} = \frac{2 \times d}{M + N} \quad (10.5)$$

$$J(e_1, e_2) = \frac{|e_1 \cap e_2|}{|e_1 \cup e_2|} = \frac{d}{b + c + d} \quad (10.6)$$

Ces mesures présentent tout de même l'inconvénient de favoriser les ensembles de taille importante. En effet, nous remarquons que si $\text{card}(e_1)$ et $\text{card}(e_2) \gg |e_1 \cap e_2|$, les mesures de s et J sont bonnes, même si l'ensemble des erreurs sont localisées aux frontières.

Distance de Hausdorff. La distance de Hausdorff (Cf. Equation 10.7) est une distance entre deux ensembles finis e_1 et e_2 d'un même espace E . Elle est habituellement utilisée comme un critère géométrique de similarité. Cette distance est définie pour tout ensemble

e_1, e_2 avec $e_1 \neq \emptyset$ et $e_2 \neq \emptyset$. Elle nécessite une métrique associée définie dans E , que nous choisissons être la distance euclidienne (δ).

$$\forall i \in [0; N], \forall j \in [0; M] :$$

$$d_{Hausdorff}(e_1, e_2) = \max \left\{ \sup_{\forall x_i \in e_1} \inf_{\forall x_j \in e_2} \delta(e_1, e_2), \sup_{\forall x_j \in e_2} \inf_{\forall x_i \in e_1} \delta(e_1, e_2) \right\} \quad (10.7)$$

La mesure de la distance de Hausdorff est cependant très sujette à variations avec la présence éventuelle de bruit par exemple. Si l'un des deux ensembles contient au moins un point aberrant, la distance de Hausdorff calculée peut être importante alors que les deux ensembles peuvent être identiques. Nous nous proposons d'utiliser ici une variante (Cf. Équation 10.8) pour quantifier l'écart entre nos deux ensembles de voxels e_1 et e_2 . Cette mesure est dérivée de celle de Hausdorff et nous la définissons ainsi :

$$\forall i \in [0; N], \forall j \in [0; M] :$$

$$\overline{\epsilon}_{Hausdorff}(e_1, e_2) = \frac{1}{N + M} \sum_{i=0}^N \sum_{j=0}^M \left\{ \sup_{\forall x_i \in e_1} \inf_{\forall x_j \in e_2} \delta(e_1, e_2) + \sup_{\forall x_j \in e_2} \inf_{\forall x_i \in e_1} \delta(e_1, e_2) \right\} \quad (10.8)$$

Distance de Yasnoff. W.A. *et al.* (1977) propose également une mesure de distance entre deux ensembles de pixels. Elle est basée sur une matrice de confusion générique (multi classes) définie par ses éléments $M_{ij} \forall i, j \in [1..n]$ avec n correspondant au nombre de classes. On a :

$$\begin{array}{ll} \text{Si } i = j & M_{ij} \text{ représente les pixels bien classés ou bien positionnés} \\ \text{Sinon si } i \neq j & M_{ij} \text{ représente les pixels de la classe } i \text{ non présent dans ceux de la classe } j \end{array} \quad (10.9)$$

La première version de la distance de Yasnoff a été définie en fonction de la classe k , comme suit :

$$Y_1(k) = \frac{\sum_{i=1}^n M_{ik} - M_{kk}}{\sum_{i=1}^n M_{ik}} \quad (10.10)$$

Une seconde version a également été proposée par Yasnoff :

$$Y_2(k) = \frac{\sum_{i=1}^n M_{ik} - M_{kk}}{\sum_{j=1}^n \sum_{i=1}^n M_{ij} - \sum_{i=1}^n M_{ik}} \quad (10.11)$$

Dans notre cas, nous nous restreignons à deux classes ($k = 1$, à l'extérieur / $k = 2$, à l'intérieur) pour chaque volume, la vérité terrain d'une part et le volume à comparer d'autre part. Avec la définition de la matrice de confusion telle que nous l'avons définie avec les quatre coefficients a, b, c et d l'expression de la seconde version devient :

– Pour la classe 1 :

$$Y_2(1) = \frac{a + c - a}{(a + b + c + d) - (a + c)} = \frac{c}{b + d} \quad (10.12)$$

- Pour la classe 2 :

$$Y_2(2) = \frac{b + c - d}{(a + b + c + d) - (c + d)} = \frac{b + c - d}{a + b} \quad (10.13)$$

Après avoir défini ces indicateurs de comparaison, nous nous attachons à décrire, dans la section suivante, trois expérimentations menées avec l'objectif de valider les étapes de la méthodologie proposée et notamment les résultats de reconstruction. Les expérimentations 1 et 2 sont réalisées sur des objets test alors que l'expérimentation 3 met en jeu une dissection d'un spécimen dans les conditions réelles.

10.4 Expérimentation 1

10.4.1 Objectif

Dans cette section, nous allons présenter l'expérimentation réalisée sur un objet simple, visant la validation de notre reconstruction 3D volumique. Nous avons cherché à recréer le paradigme de notre méthode de suivi de dissection d'une pièce anatomique. Pour un objet test, nous avons pour objectif de reconstruire une de ses structures internes à partir d'acquisitions de surfaces successives, puis à partir de son cliché IRM et de les comparer. L'objet de test a dû répondre à quelques critères. Cet objet doit :

- contenir plusieurs structures aisément reconnaissables lors d'une dissection,
- ces structures doivent avoir un signal suffisamment distincts pour produire des images IRM avec un contraste important et permettre ainsi une segmentation nette,
- être simplement dissecable.

Les sections suivantes décrivent plus précisément la préparation de l'objet test et le protocole expérimental suivi.

10.4.2 Préparation

Nous avons choisi d'élaborer notre objet test, pour qu'il réponde précisément aux contraintes énoncées plus haut. C'est pourquoi notre choix s'est porté vers la dissection d'un œuf. L'œuf dur, sans coquille présente deux structures internes aisément identifiables, le blanc et le jaune. Nous disposons de notre plaque support présentée précédemment (Cf. Chapitre 5) en PVC, incluant nos quatre repères. La première étape consiste à immobiliser l'œuf relativement à ce support. Pour cela, nous avons immergé deux demi-œufs durs, sans coquille, dans un bain d'agar-agar à forte concentration. Ce milieu gélatineux permet, outre une bonne immobilisation, d'opérer simplement le processus de "dissection".

10.4.3 Protocole Expérimental

Nous avons mis en place le protocole expérimental suivant afin de produire une reconstruction du jaune d'un œuf cuit.

1. Acquisition volumique de l'œuf à disséquer,

2. Dissection progressive et acquisitions 3D au scanner laser,
3. Étiquetage sur chaque surface 3D des portions visibles du jaune,
4. Reconstruction du volume (V) représentant le jaune à partir des portions précédemment étiquetées,
5. Segmentation du jaune dans l'image volumique pour créer notre volume de référence (V_{ref}),
6. Recalage des deux volumes (V sur V_{ref})
7. Comparaisons de V vs V_{ref} , $fermeture(V)$ vs V_{ref} et $fermeture(V)$ vs $fermeture(V_{ref})$

Lors de la reconstruction, nous avons vu précédemment qu'une phase corrective, impliquant une opération de fermeture était nécessaire sur l'image volumique binaire issue de la reconstruction. La dernière étape de notre protocole consiste à comparer les volumes V et V_{ref} , ainsi que mesurer l'influence de l'opération de fermeture.

10.4.3.1 Acquisition 3D

Acquisition volumique. Dans cette expérimentation, l'acquisition volumique de notre objet test a pour intérêt de constituer un volume de référence V_{ref} . Nous disposons de deux techniques pour effectuer l'acquisition volumique, le scanner X ou bien l'IRM. Nous avons vu dans le chapitre 2, section 2.2, que l'avantage du scanner X réside dans une meilleure résolution spatiale que l'IRM, mais au détriment de contraste faible pour des tissus ou structures dont les densités sont proches. L'acquisition par scanner X de notre œuf nécessite l'utilisation d'une platine support moins dense que celle que nous avons présenté dans le chapitre Acquisition (Chapitre 5).



FIGURE 10.7 – Image obtenue par acquisition des œufs à l'aide scanner X.

Les acquisitions à l'aide du scanner X n'ont pas abouti à des images de qualité, c'est à dire permettant une segmentation nette du jaune et du blanc de l'œuf. La figure 10.7 présente une des meilleures images obtenues. Par conséquent, nous nous sommes tournés vers une acquisition IRM. Lors de l'acquisition par IRM de l'œuf nous obtenons bien deux niveaux de gris distincts pour le blanc et pour le jaune (Cf. Figure 10.8(a)). Nous notons également que les sphères repères sont bien identifiables dans l'image (Cf. Figure 10.8(b)).

Acquisition surfacique. L'acquisition photographique (Cf. Figure 10.8(c)) et surfacique permet la modélisation de l'étape de dissection correspondante (Cf. Figure 10.8(d)).

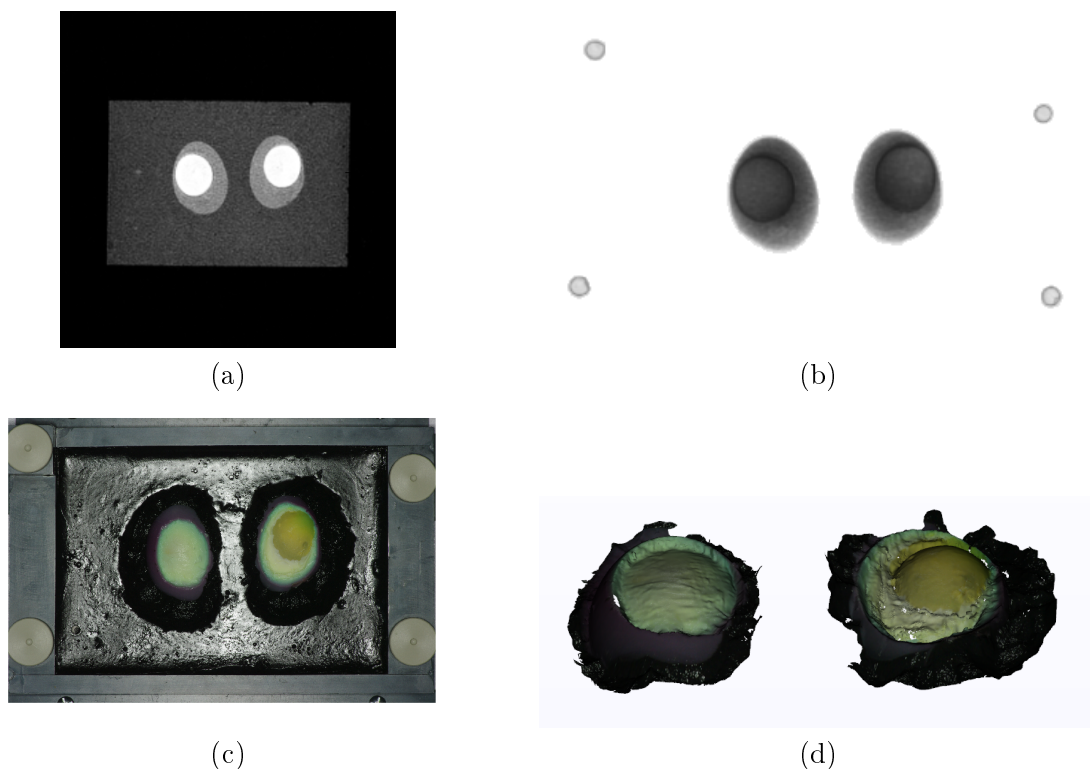


FIGURE 10.8 – (a) Coupe issue de l'image IRM de l'œuf : on note un contraste important entre le jaune et le blanc. (b) Visualisation volumique faisant apparaître l'œuf et les sphères repères. (c) Photo-Texture acquise à un instant de dissection. (d) Surface 3D texturée modélisant cet instant de dissection.

10.4.3.2 Segmentation du jaune dans l'IRM

Dans cette expérimentation, il est nécessaire de disposer d'une vérité terrain fiable. Afin d'obtenir cette vérité terrain, nous procédons une segmentation du jaune sur l'image IRM. Les images IRM montrent une différenciation visuelle assez nette entre les deux milieux, blanc et jaune. C'est donc pour cette raison que nous nous sommes orientés vers une méthode de seuillage, la méthode de Otsu (1979). Cette méthode considère la présence de deux classes de voxels dans l'image et fournit le seuil de séparation optimal en se basant sur es mesures de variance des niveaux de gris de l'image. L'algorithme de la méthode se base sur l'histogramme de l'image et les probabilités d'apparition de chaque niveau présent. Ensuite, la recherche du seuil optimal s'effectue par minimisation de la variance intra-classe pour tous les seuillages possibles. L'ensemble des voxels segmentés produit une image 3D binaire à laquelle nous ferons référence par le terme "vérité terrain". Nous considérons donc que la segmentation obtenue nous fournit un résultat optimal (Cf. Figure 10.9).

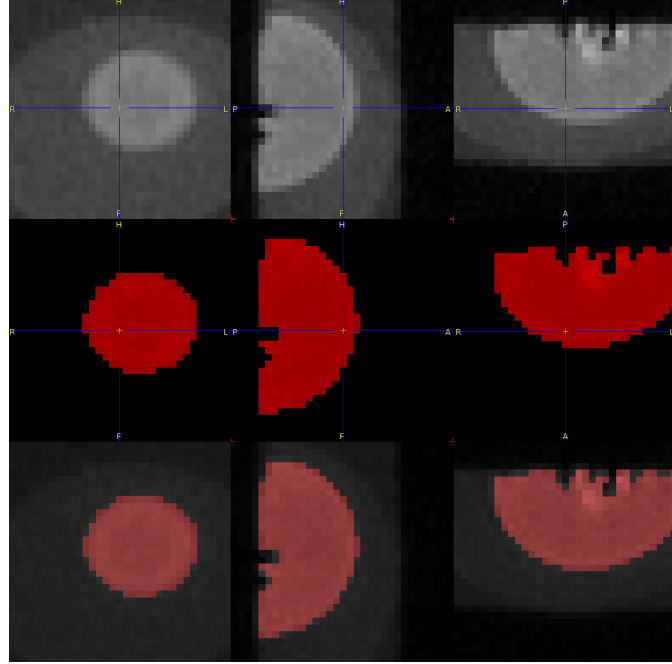


FIGURE 10.9 – Résultats de la segmentation automatique du jaune. Le seuil est obtenu par la méthode de Otsu.

10.4.3.3 Étiquetage

Dans cette expérimentation, l'étape d'étiquetage consiste en une segmentation 3D du jaune à partir de la surface texturée visualisée (Cf. Figure 10.10). Cette tâche a été réalisée à l'aide de la visualisation proposée et décrite au chapitre 8. Une sélection directe du jaune est effectuée sur l'ensemble des surfaces 3D des différentes étapes de "dissection".

10.4.4 Résultats

10.4.4.1 Reconstruction Volumique

A l'issue du processus de segmentation 3D du jaune, les différentes parties étiquetées sont recalées dans un même repère pour former sa reconstruction 3D. Par une étape de voxellisation sur l'objet 3D, nous obtenons le résultat présenté figure 10.11. Ce volume ainsi obtenu est noté V .

Il s'agit maintenant de procéder à la comparaison de ce volume V ainsi obtenu avec le volume V_{ref} constitué par une segmentation "classique" effectuée à partir de l'IRM. La section suivante détaille la méthode de comparaison proposée.

10.4.4.2 Correction & Comparaison 3D

Nous avons mené trois comparaisons, afin de quantifier l'impact de la "correction" apporté par l'opération de fermeture f .



FIGURE 10.10 – Surfaces 3D avec zones étiquetées : le jaune visible aux étapes de dissection 3 et 4 a été segmenté par l'utilisateur puis étiqueté (zones en rouge).

Nous avons donc considéré les cas suivants :

- V avec V_{ref}
- $f(V)$ avec V_{ref}
- $f(V)$ avec $f(V_{ref})$

Dans chaque cas, afin de comparer nos deux ensembles de voxels, nous avons tout d'abord calculé une matrice de confusion, ainsi que les indicateurs associés (Erreur (ξ), Précision, Rappel et F-mesure). Cette première série d'indicateurs est complétée par le calcul d'un indice de Jaccard, de Dice, d'une distance de Hausdorff ($\delta_{Hausdorff}$) et de l'indicateur $\overline{\epsilon_{Hausdorff}}$. Le coefficient a représente le nombre de voxels n'appartenant ni à V , ni à V_{ref} . C'est pourquoi nous devons délimiter l'espace considéré en construisant une boîte englobante minimale incluant nos deux objets V et V_{ref} .

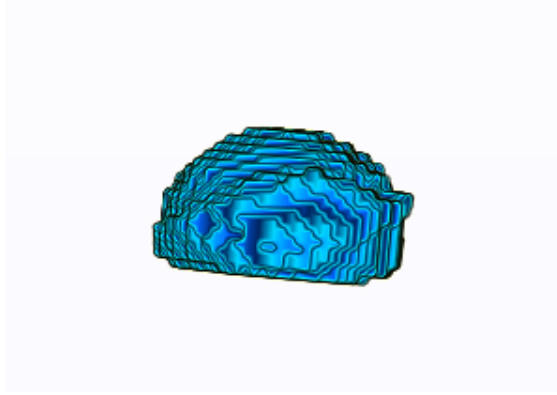
Comparaison 1 : V avec V_{ref} . Le tableau 10.1(a) présente la matrice de confusion alors que le tableau 10.1(b) précise l'ensemble des indicateurs considérés.

Comparaison 2 : $f(V)$ avec V_{ref} . Le tableau 10.2(a) présente la matrice de confusion alors que le tableau 10.2(b) précise l'ensemble des indicateurs considérés.

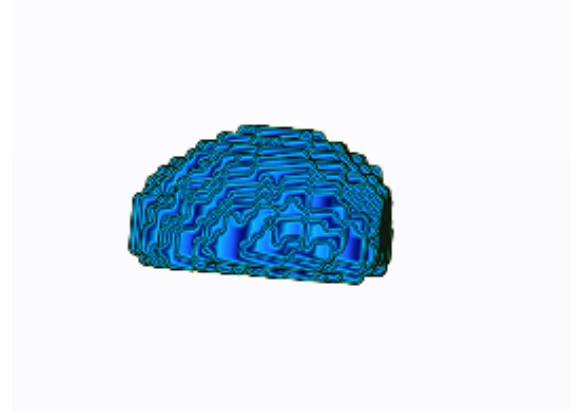
Comparaison 3 : $f(V)$ avec $f(V_{ref})$. Le tableau 10.3(a) présente la matrice de confusion alors que le tableau 10.3(b) précise l'ensemble des indicateurs considérés.

10.4.5 Discussion

Ces trois comparaisons montrent une tendance à obtenir une meilleure précision lorsque que l'opération de fermeture est appliquée sur les deux volumes à comparer. Notre volume reconstruit présente parfois des voxels vides en son sein. Ces "trous" sont



(a)



(b)

FIGURE 10.11 – (a) Vérité terrain. (b) Reconstruction 3D correspondant aux zones étiquetées

$$\begin{aligned} \text{Card}(V) &= 6827 \quad (\text{voxels}) \\ \text{Card}(V_{ref}) &= 8285 \quad (\text{voxels}) \end{aligned}$$

$V_{ref} \backslash V$	\notin	\in
\notin	6790	1695
\in	237	6590

(a)

Indicateur	Valeur	Idéal
ξ	12.6%	0%
Précision	79.54%	100%
Rappel	96.53%	100%
F-mesure($\alpha = 0.5$)	82.44%	100%
Coeff. Dice	0.872	1
Coeff. Jaccard	0.773	1
$\delta_{hausdorff}$	2.21	0
$\bar{\epsilon}_{hausdorff}$	1.12	0

(b)

TABLE 10.1 – Comparaison de $V_{ref} \rightarrow V$: (a) Matrice de confusion. (b) Indicateurs

$$\begin{aligned} \text{Card}(f(V)) &= 6827 \quad (\text{voxels}) \\ \text{Card}(V_{ref}) &= 8814 \quad (\text{voxels}) \end{aligned}$$

$V_{ref} \backslash f(V)$	\notin	\in
\notin	6213	2272
\in	285	6542

(a)

Indicateur	Valeur	Idéal
ξ	16.7%	0%
Précision	74.22%	100%
Rappel	95.83%	100%
F-mesure($\alpha = 0.5$)	77.73%	100%
Coeff. Dice	0.837	1
Coeff. Jaccard	0.719	1
$\delta_{hausdorff}$	2.27	0
$\bar{\epsilon}_{hausdorff}$	1.11	0

(b)

TABLE 10.2 – Comparaison de $V_{ref} \rightarrow \text{fermeture}(V)$: (a) Matrice de confusion. (b) Indicateurs

artificiels et l'on pouvait alors s'attendre à ce qu'une fermeture sur le volume reconstruit

$$\begin{aligned}\text{Card}(f(V)) &= 7414 \quad (\text{voxels}) \\ \text{Card}(f(V_{ref})) &= 8285 \quad (\text{voxels})\end{aligned}$$

$f(V_{ref}) \backslash f(V)$	\notin	\in
\notin	6816	1082
\in	211	7203

(a)

Indicateur	Valeur	Idéal
ξ	8.44%	0%
Précision	86.94%	100%
Rappel	97.15%	100%
F-mesure($\alpha = 0.5$)	88.81%	100%
Coeff. Dice	0.918	1
Coeff. Jaccard	0.848	1
$\delta_{hausdorff}$	1.8	0
$\bar{\epsilon}_{hausdorff}$	1.04	0

(b)

TABLE 10.3 – Comparaison de $\text{fermeture}(V_{ref}) \rightarrow \text{fermeture}(V)$: (a) Matrice de confusion. (b) Indicateurs

améliore significativement la précision. Cependant, il est important de noter que l'opérateur de fermeture, même avec le plus petit élément structurant, et bien qu'intégrant une érosion, ajoute des voxels en périphérie de notre volume.

En effet, à l'issue de ce traitement, le volume reconstruit V ne présente plus des trous et l'ajout en périphérie serait comparable entre les deux volumes. La distance de Hausdorff donne une indication quand à l'écart maximum mesuré en mm entre les deux volumes. Cette mesure est à considérer avec prudence, puisqu'elle est extrêmement sensible à des voxels aberrants. Si nous considérons plutôt l'indicateur $\bar{\epsilon}_{Hausdorff}$ qui intègre une notion de symétrie, nous notons que cette valeur est proche de la résolution du voxel (1 mm). La comparaison 3, est celle qui amène une meilleure précision, proche de 87% et qui maximise l'indice de Dice et Jaccard. Cela bien semble bien montrer la pertinence d'appliquer une *fermeture* sur les deux ensembles.

10.5 Expérimentation 2

10.5.1 Objectif

L'objectif de notre seconde expérimentation consiste à montrer que la reconstruction volumique obtenue par notre méthode est comparable à des résultats de tractographie. Au sein de l'unité Inserm/U930, nous avons travaillé avec des chercheurs s'intéressant à la construction d'un fantôme IRM dédié au contrôle qualité des acquisitions en IRM pondéré en diffusion (Thèse de I. Filipiak, CHU, U930, Siemens HC). Parmi leurs fantômes, nous en avons choisi un permettant de mesurer la diffusion au sein de fibres. Celui-ci est constitué de torons de cordes en polyamide. Nous disposons alors des moyens nécessaires pour l'obtention d'une vérité terrain ainsi que de la possibilité d'acquérir ce fantôme en diffusion (DTI). Ces acquisitions en diffusion permettront de reconstruire les fibres en polyamide par le biais d'un algorithme de tractographie classique. Nous énonçons le protocole expérimental dans la section suivante.

10.5.2 Protocole Expérimental

Préparation. Nous disposons de deux torons préalablement immergés et conservés dans un bain d'eau. Ces deux torons sont solidement arrimés à notre platine de dissection, afin de garantir l'immobilité du système platine/torons. La platine est totalement remplie d'agar-agar afin de créer un milieu homogène plein, c'est à dire sans présence d'air. Les torons humides sont alors totalement inclus (Cf. Figure 10.12). Les sphères repères visibles à l'IRM sont disposées dans les cavités prévues à cet effet pour constituer les repères fiduciels.



FIGURE 10.12 – Vue d'ensemble des torons immobilisés dans la platine.

Tâches. Nous avons opéré les tâches suivantes sur notre système platine/torons :

1. Une acquisition IRM pondérée en diffusion suivie d'une acquisition en T1,
2. Reconstruction des fibres par l'algorithme "interpolated streamlines",
3. Acquisition 3D surfacique progressive d'une "dissection" du système,

Acquisition Morphologique						
Méthode	TE	TR	Matrice	FOV	Nex	Temps d'acquisition
3DT1	4,2 ms	10,5 ms	256x256	200 mm	2	9' 6"

TABLE 10.4 – Paramètre de séquence pour l'acquisition IRM T1

Acquisition de Diffusion					
Méthode	Matrice	FOV	Taille des voxels	Directions	Temps d'acquisition
DTI	128x128	75 mm	1,95mm x 1,95mm x 2mm	36	15' 8"

TABLE 10.5 – Paramètre de séquence pour l'acquisition IRM DTI

4. Étiquetage des portions de surfaces contenant les torons,
5. Reconstruction en voxels,
6. Comparaison des objets issus des deux modalités

10.5.3 Acquisitions volumiques

Les deux acquisitions IRM sont effectuées au cours d'une même session à l'aide d'une IRM 3 Teslas², afin de permettre une tractographie (acquisition de diffusion) et d'acquérir les points repères (acquisition en T1). Les paramètres de séquence ont été choisis pour produire un meilleur rapport signal sur bruit. Les séquences ont été mises au point avec l'utilisation d'un fantôme conçu pour le contrôle qualité développé par (*Fillipiak et al, 2013*).

10.5.4 Acquisitions surfaciques

L'acquisition 3D s'effectue après avoir dégagé les torons de la gélatine. Mis à nu (Figure 10.13(a)), ils deviennent alors accessibles au scanner laser, permettant d'en acquérir la géométrie (maillage) (Figure 10.13(b)).

Une ortho-photographie permet d'obtenir des surfaces texturées (Cf. Figure 10.13). L'étiquetage de la zone d'intérêt est ici immédiat, puisque nous choisissons seulement les zones de chaque toron situées entre les fixations. L'étiquetage des surfaces 3D acquises est visible sur la figure 10.14(a). La figure 10.14(b) montre le résultat du volume construit à partir des zones d'intérêt.

2. Siemens Healthcare, Modèle Verio 3T

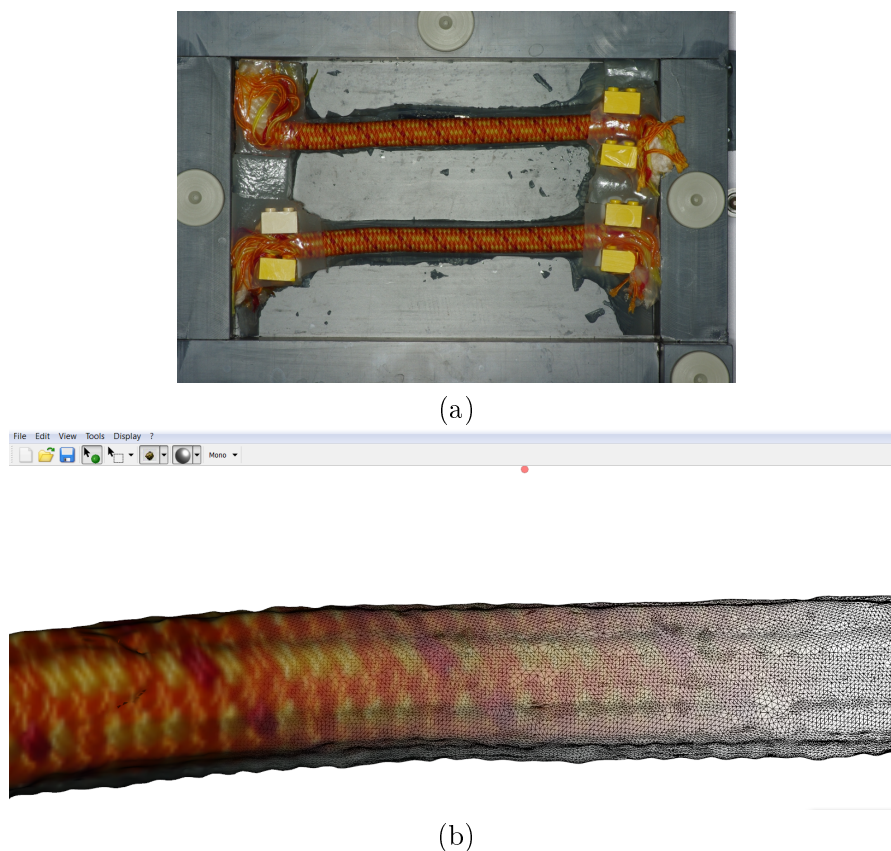


FIGURE 10.13 – (a) Torons mis à nu - (b) Résultat de l'acquisition surfacique 3D avec sa texture

10.5.5 Résultats

10.5.5.1 Acquisition Volumiques

Les images obtenues ici sont issues de l'acquisition IRM pondérée en T1 et en diffusion. Les deux images sont exprimées dans un même repère commun. Cependant les résolutions de chacune des images sont différentes. La résolution de l'acquisition pondérée en diffusion est inférieure à celle de la série pondérée en T1. Cependant, pour conserver la précision maximale pour l'évaluation des fiduciels visibles sur le T1, nous prendrons la résolution du volume T1 comme référence, les images de l'acquisition en diffusion étant alors sur-échantillonnées (sur échantillonnage DTI).

10.5.5.2 Tractographie

Pour réaliser une extraction des fibres par tractographie, nous utilisons les données de l'acquisition en DTI selon 35 directions. Nous avons sélectionné un algorithme déterministe de la littérature : "streamline". Pour réaliser cette tractographie, nous avons

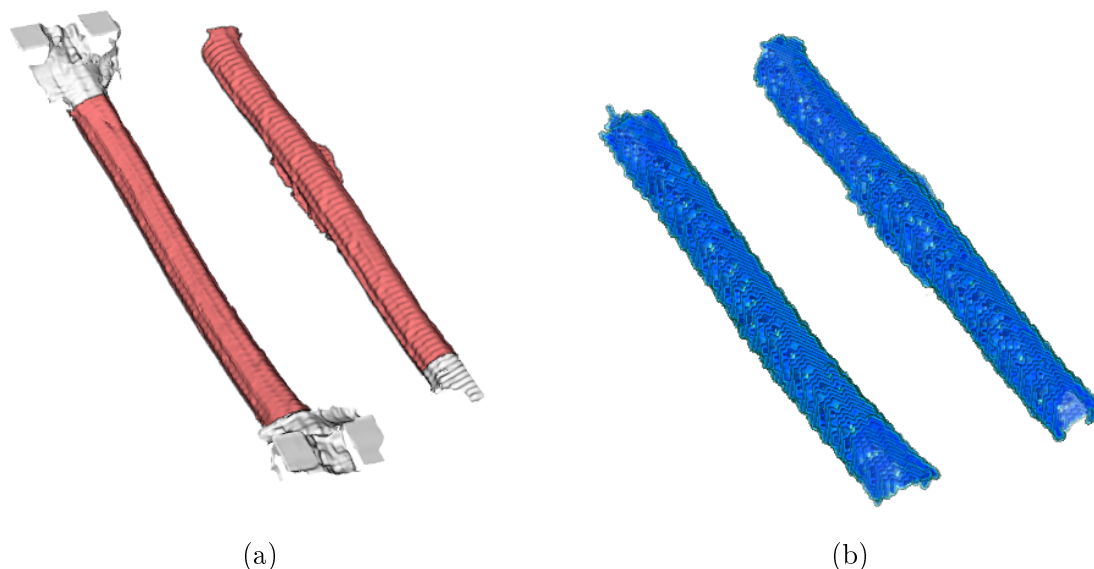


FIGURE 10.14 – (a) Résultat de l'étiquetage des torons. (b) Reconstruction en voxels de l'empilement des zones d'intérêt.

utilisé la suite DTI Toolkit³ développé au Martinos Center⁴. Plus particulièrement, nous avons utilisé l'algorithme "streamline" qui est implémenté dans le logiciel *dti_tracker*⁵. L'algorithme "streamline" propage une fibre, à partir d'un voxel source, dans la direction du vecteur propre principal tout en préservant l'information de direction voxel à voxels. L'algorithme est exécuté avec un angle seuil de 20° et un pas fixe de 0,5 mm. Un filtre de lissage par B-spline est également appliqué. La figure 10.15(a) montre la carte de fraction d'anisotropie (FA) colorée. A partir du résultat de reconstruction obtenu par tractographie (Figure 10.15(b)), nous avons exporté ce résultat dans une image 3D binaire. Cette image binaire regroupe l'ensemble des voxels de l'image source traversés par au moins une fibre.

10.5.5.3 Comparaisons

Nous arrivons maintenant à la phase conclusive, c'est à dire à la confrontation des résultats de tractographie à notre vérité terrain.

Le tableau 10.6a présente la matrice de confusion alors que le tableau 10.6b précise les valeurs obtenues de l'ensemble des indicateurs considérés. On pose V : volume issus de la reconstruction par tractographie, et V_{ref} : vérité terrain reconstruit sur la base de la segmentation de l'expert.

3. <http://trackvis.org/dtk/>

4. Athinoula Martinos Center for Biomedical Imaging, MGH, Boston MA

5. http://trackvis.org/dtk/?subsect=script#dti_tracker

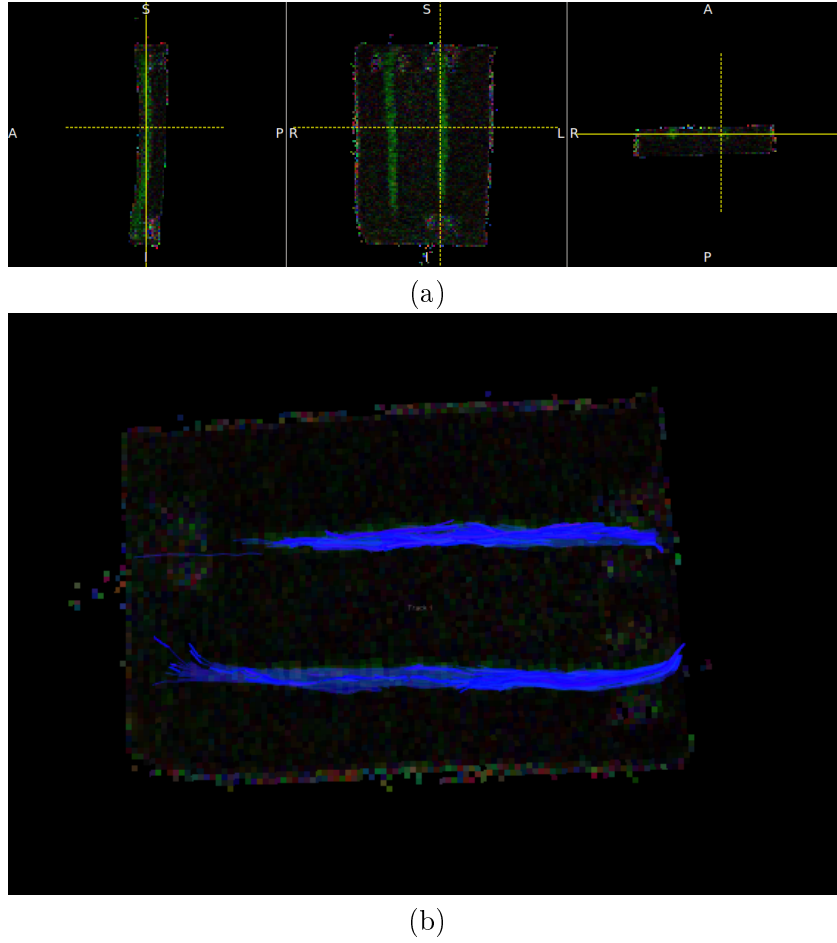


FIGURE 10.15 – (a) Carte de fraction d'anisotropie colorée. Les valeurs RGB visualisées ici sont obtenues par codage du vecteur de direction préférentielle de diffusion en chaque voxel. Ainsi on observe en vert un ensemble de voxels qui diffusent selon une direction préférentielle, correspondant à notre objet. (b) Résultat de reconstruction tractographique des deux torons de corde immergés dans l'agar-agar. La visualisation fait ici apparaître en bleu les "faisceaux" détectés. On note que l'ensemble de la corde n'est pas détectée, ceci est dû à des discontinuités dans la mesure de diffusion au sein des torons.

10.5.6 Discussion

La reconstruction des fibres des cordes par tractographie n'est que partielle. En effet, nous n'avons pu reconstruire que les fibres les plus centrales de chacun des torons de corde. C'est pourquoi nos résultats de comparaison ne font pas apparaître de bons résultats de corrélation (coefficient de Dice et Jaccard relativement faibles : 0,42 et 0,6). Cependant, les résultats montrent aussi qu'une faible proportion des voxels de V se retrouvent à l'extérieur de V_{ref} . L'expérimentation permet donc de montrer la faisabilité de la dernière partie de notre méthode, c'est à dire la possibilité pour l'anatomiste de comparer quantitativement des faisceaux issus de tractographie avec ceux issus d'une vérité terrain, par dissection.

$$\begin{aligned}\text{Card}(f(V)) &= 22690 & (\text{voxels}) \\ \text{Card}(f(V_{ref})) &= 37874 & (\text{voxels})\end{aligned}$$

$V_{ref} \backslash V$	\notin	\in
\notin	448635	3774
\in	19965	18430

(a)

Indicateur	Valeur	Idéal
Précision	83%	100%
Rappel	48%	100%
F-mesure($\alpha = 0.5$)	42%	100%
Coeff. Dice	0.42	1
Coeff. Jaccard	0.60	1

(b)

TABLE 10.6 – Expérimentation 2 : Comparaison du volume issu de la reconstruction 3D surfacique avec le résultat de tractographie : (a) Matrice de confusion. (b) Indicateurs

10.6 Expérimentation 3

10.6.1 Protocole expérimental

L'objectif de cette expérimentation consiste à démontrer l'application de l'ensemble des étapes de notre méthodologie sur un hémisphère de cerveau disséqué (FIB015HD). L'anatomiste se donne pour objectif de reconstruire le faisceau Latéral Supérieur (FLS), dans le but de pouvoir le visualiser dans son contexte, c'est à dire recalé dans l'image IRM effectuée avant toute dissection.

10.6.2 Résultats

10.6.2.1 Surfaces 3D issues de l'acquisition laser

Les acquisitions 3D successives lors de la dissection du spécimen ont produit 38 surfaces. Chaque surface acquise a subi la chaîne de post-traitements détaillée au chapitre 5. La figure 10.7 recense les acquisitions.

Afin de s'assurer de la répartition de ces acquisitions, nous avons mesuré l'écart de distances entre deux surfaces contigües. Cette mesure est effectuée pour les surfaces de 11 à 27. Ces surfaces ont été choisies par l'anatomiste puisqu'elles contiennent les portions visibles de faisceaux. Les résultats des mesures effectuées sont consignées dans la figure 10.16.

10.6.2.2 Étiquetage interactif du Faisceau Latéral Supérieur (FLS)

L'anatomiste a pu effectuer l'étiquetage des différentes portions visibles du FLS en utilisant notre logiciel. L'anatomiste a pu virtuellement rejouer la dissection précédemment effectuée. L'utilisation des différents outils de sélection mis à disposition dans notre interface lui ont été nécessaires pour mener à bien cette phase d'étiquetage. Les figures 10.17 (a), (b) et (c) présentent quatre différentes étapes de dissections de l'hémisphère considéré. L'ensemble des surfaces étiquetées est présenté en annexe (Annexes B.1 et B.2).



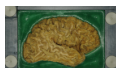
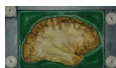
Spécimen ID	<i>FIB015</i>			
Hémisphère	<i>Right</i>			
Image IRM	3DT1_s4s6.nii			
#Acquisitions	37			
ID	Taille	#Sommets	#Faces	Texture
FIB015_HD_000	22,4 MB	363 343	647 122	
FIB015_HD_001	21,0 MB	457 974	866 163	
FIB015_HD_002	22,1 MB	347 654	689 230	
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
FIB015_HD_037	15,4 MB	334 185	495 325	

TABLE 10.7 – Extrait du tableau complet présenté en annexe (Cf. Annexe A.2)

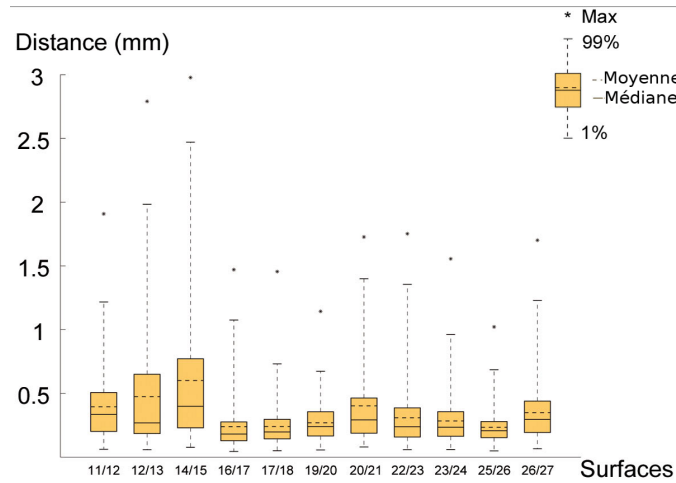


FIGURE 10.16 – Mesures des distances inter-surfaces pour l'hémisphère de cerveau disséqué. La mesure de la distance inter-surfaces permet de quantifier la discrétisation

10.6.2.3 Reconstruction du faisceau

L'étape de reconstruction nous permet d'obtenir un maillage représentant le FLS complet, à partir des portions identifiées sur 11 étapes de dissection. Nous disposons alors d'une reconstruction surfacique du faisceau (Cf. figure 10.18(a)). Le résultat de reconstruction de ce faisceau est ensuite produit sous la forme d'un ensemble de voxels (Cf. figure 10.18(b)), afin d'être inclus et présenté dans le volume IRM ex vivo de la pièce avant dissection.

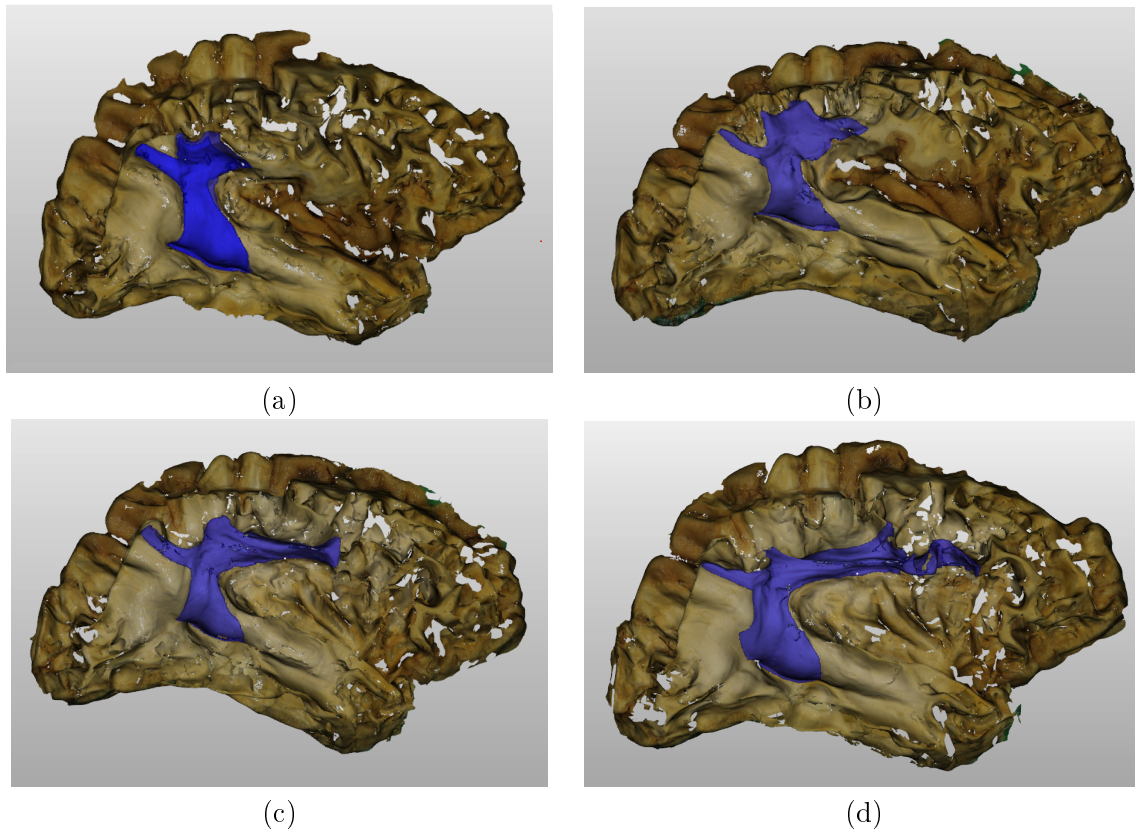


FIGURE 10.17 – Quatre étapes de dissection de l'hémisphère de cerveau avec les portions de faisceau étiquetées (a), (b), (c) et (d)

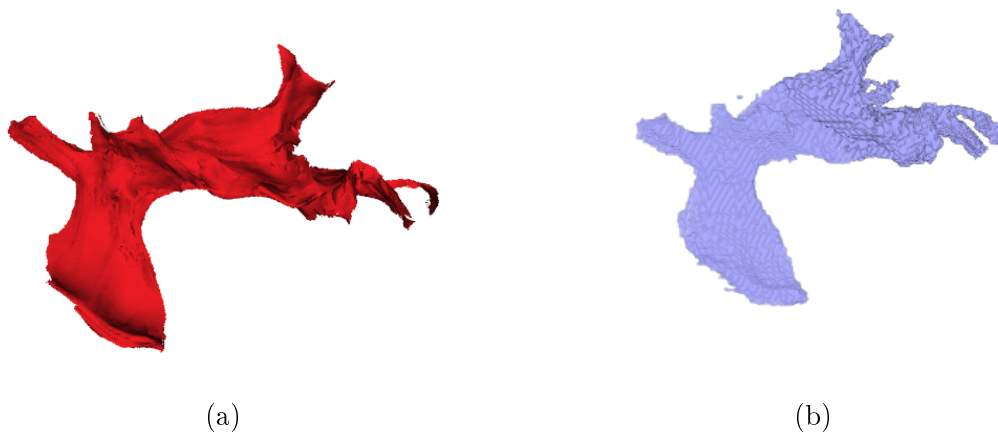


FIGURE 10.18 – Visuel de la reconstruction 3D du faisceau à partir des portions précédemment étiquetées par l'anatomiste. Représentation (a) surfacique et (b) volumique.

10.6.2.4 Recalage du faisceau dans l'IRM

L'hémisphère de cerveau disséqué a été acquis par IRM, en pondération T1, avant la dissection. Nous disposons alors du contexte volumique pour présenter la reconstruction

3D du faisceau. Après avoir recalé le faisceau reconstruit dans le volume IRM grâce aux repères fiduciels, nous sommes en mesure de présenter le résultat final à l'expert anatomiste. La figure 10.19 montre 4 coupes coronales du spécimen étudié faisant apparaître en vert notre faisceau d'intérêt, le FLS.

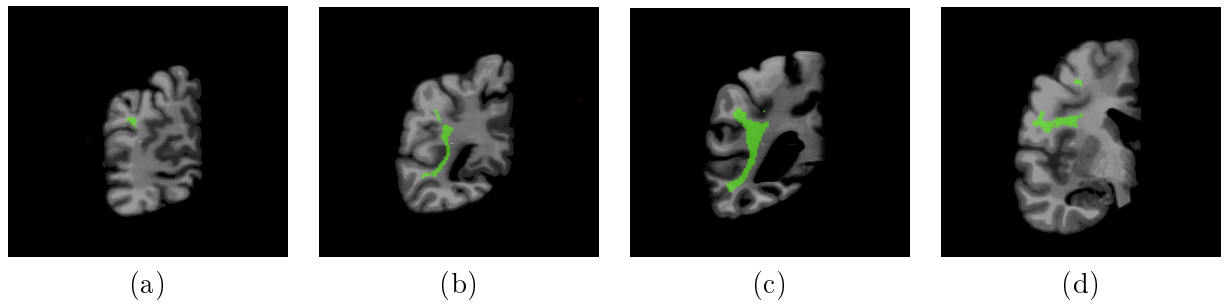


FIGURE 10.19 – Coupes coronales montrant le FLS reconstruit et recalé dans l'IRM post-mortem (a) coupe 75 (b) coupe 89 (c) coupe 99 (d) coupe 134

10.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons tout d'abord défini notre méthode de reconstruction 3D. Nous avons également défini une méthode de comparaison d'ensembles de voxels avec une vérité terrain. Nous avons dû sélectionner des indicateurs pertinents pour être en mesure de quantifier la comparaison. Nous avons ensuite défini un protocole expérimental pour enfin mener une évaluation quantitative de notre reconstruction. A l'issue de l'application de notre méthode sur un objet test, nous sommes parvenu à notre objectif de reconstruction d'une structure interne et d'en évaluer sa qualité en la comparant avec une vérité terrain.

Avec l'expérimentation 1, nous avons évalué l'influence du post-traitement (fermeture) appliqué au résultat de la reconstruction. Les meilleures similarités entre les ensembles de voxels ont été obtenues lorsque l'on a fait subir une fermeture aux deux ensembles binaires. Le couple (précision ; rappel), les coefficients de Dice et de Jaccard ont été maximisés. Notre mesure dérivée de la distance de Hausdorff nous a donné un écart moyen proche du millimètre entre notre reconstruction et la vérité terrain. Nous pouvons conclure que notre méthode de reconstruction volumique possède une précision millimétrique. Cette précision est très bonne relativement à celle pouvant être obtenue pour des reconstructions volumiques de faisceaux issus de tractographie (2 à 3 mm).

Avec l'expérimentation 2, nous avons montré sur un objet test relativement simple la faisabilité d'une comparaison entre un résultat issu de tractographie d'une part et une vérité terrain issue de notre suivi de dissection d'autre part.

Enfin, l'expérimentation 3 démontre la faisabilité de notre méthode sur un faisceau de fibres blanches. Un faisceau de fibres dénommé FLS a pu être suivi lors d'une dissection, puis reconstruit dans son intégralité. Cette reconstruction a permis la présentation à l'anatomiste d'une visualisation 3D du FLS au sein de l'hémisphère disséqué. Ces résultats présentés aux anatomistes du CHU de Tours ont été jugés conformes à leur connaissance de la matière blanche.

Conclusion

Ces travaux de thèse ont été menés dans le but de spécifier, construire et valider une méthode originale de reconstruction de structures anatomiques internes à un spécimen *ex vivo*. Cette reconstruction permet d’obtenir un modèle tridimensionnel de la structure interne d’intérêt. Les finalités de cette reconstruction sont multiples. Une première application consiste à considérer cette reconstruction comme vérité terrain, permettant d’évaluer quantitativement des acquisitions du même objet par d’autres modalités. Nous avons tout d’abord défini une méthode de suivi de la dissection reposant sur des acquisitions successives lors de cette dissection. L’étape d’acquisition propose un dispositif d’acquisition surfacique adéquat, ainsi qu’une chaîne de traitements permettant l’obtention de surfaces 3D (maillages) à haute résolution ($100\mu m$). Ensuite, nous nous sommes intéressés à l’ajout d’une information visuelle à ces maillages par l’acquisition de textures photo réalistes à chaque étape de dissection. Les surfaces 3D texturées ont été présentées à un panel d’experts anatomistes pour une phase d’extraction interactive des connaissances dans une installation immersive en réalité virtuelle. Nous avons effectivement conçu une visualisation de données qui est proposée aux experts à travers un affichage stéréoscopique actif, avec lunettes à obturation. Nous y avons également adjoint un périphérique haptique donnant accès à la perception d’aspérités non visibles. La dernière contribution et étape de ces travaux réside dans la formalisation d’une méthode de comparaison basée sur des indicateurs empruntés aux problématiques d’évaluation de segmentation ou de similarités entre ensembles (matrice de confusion, précision, rappel, distance de hausdorff modifiée, coefficient de Dice, Jaccard)

Dans nos travaux, nous avons mené des expérimentations pour démontrer l’apport de notre méthodologie dans la reconstruction de faisceaux de fibres blanches cérébrales. Les modélisations tridimensionnelles actuellement disponibles dans la littérature sont toutes issues d’une modalité d’acquisition IRM dite de diffusion. En effet, c’est grâce aux méthodes HARDI, DTI ou QBall et l’exécution d’algorithmes tractographiques déterministes ou probabilistes que ces représentations sont possibles.

Notre technique nous a permis d’obtenir des résultats de reconstruction 3D sur des objets tests mais également sur quelques faisceaux de fibres blanches à partir de données de dissections de cerveaux. Nous avons montré dans ces travaux de thèse la faisabilité d’une comparaison quantitative entre données de dissection et résultats de tractographie. Nous ne disposons pas de résultats de comparaisons puisque nous faisons face à un verrou scientifique et technique pour l’acquisition en IRM de diffusion d’un spécimen de cerveau fixé. Cette technique est pourtant en cours de développement au centre Athinoula Mar-

CONCLUSION

tinios à Boston (MA, USA) ainsi qu’au centre d’imagerie Neurospin du CEA de Saclay. En effet, il est nécessaire d’effectuer des tests exploratoires sur des spécimens de cerveaux afin d’évaluer l’impact de la fixation (bains formolés, congélation et décongélation) sur la qualité des acquisitions IRM en diffusion. Des séquences IRM spécifiques devront être envisagées pour mener à bien de telles acquisitions.

Enfin, la plateforme logicielle développée dans le cadre du projet rassemble l’ensemble des contributions présentées dans ce manuscrit. Ce logiciel est déjà pleinement opérationnel. L’ensemble des résultats présentés, dont la reconstruction 3D du faisceau longitudinal supérieur ont été menés grâce à cette plateforme. Bien que l’architecture logicielle aie été conçue avec une attention particulière portée découpage modulaire, des travaux d’optimisation et d’ingénierie seront cependant nécessaires avant d’aborder le passage à l’échelle nécessaire pour la constitution d’un atlas complet des fibres blanches et basé sur des données de issues de dissection.

Ce travail, mené en étroite collaboration avec une équipe de spécialistes d’imagerie médicales et une équipe d’anatomistes du CHU de Tours, constitue une réussite scientifique et humaine. La synergie des compétences pluridisciplinaires a rendu possible ce projet. La collaboration se poursuit aujourd’hui au travers de la suite du projet qui vise à mettre en place un passage à l’échelle. En effet, nous proposons d’utiliser cette technique pour la validation quantitative de la tractographie à partir d’une cohorte de sujets âgés ayant donné leur corps à la science. Chaque sujet aura subi une IRM in vivo (anatomique et diffusion) et les données de tractographie in vivo seront alors comparées aux données obtenues chez le même sujet depuis la dissection. C’est dans ce cadre, qu’une plateforme web de partage des connaissances émergera à l’issue de la collecte des multiples résultats de reconstruction de fibres sur un nombre significatif de spécimens : l’ensemble des données acquises in vivo et ex vivo (reconstructions 3D des faisceaux obtenues d’après dissection) seront mises à disposition de la communauté. Les vérités terrains pourront alors être utilisées pour la validation d’algorithmes de tractographie existants ou en cours de développement.

Perspectives

Les perspectives envisagées dans la suite de ces travaux de thèse sont multiples.

Tout d’abord il apparaît logique de poursuivre les campagnes d’acquisition et de poursuivre les réflexions dans l’optimisation des conditions d’acquisitions et d’automatisation notamment des post-traitements géométriques. Ce travail consisterait à étudier des méthodes de compression 3D, d’optimisations de maillages en vue de réduire les volumes de données induits par la manipulation de nos données surfaciques 3D complexes.

En matière de projection de texture, un travail sur l’automatisation complète du processus peut être envisagé, puisque de nombreuses dispositions - comme le repérage des points repères - ont été prises en compte afin de converger vers cette réalisation. Des travaux de recherches font état de méthodes qui sembleraient pouvoir s’adapter à notre problématique spécifique avec notamment l’acquisition de plusieurs vues.

CONCLUSION

Nos outils interactifs de sélection et d'étiquetage de portions de maillages segmentation 3D permettent l'extraction de la connaissance à partir de données "brutes". Les outils proposés sont simples à mettre en œuvre mais il pourraient être étendus avec d'autres types d'outils semi-automatiques construits par exemple à base de croissances de régions, de suivi de la topologie (fortes pentes, vallées, ...).

Enfin, avec l'obtention de résultats de diffusion sur des cerveaux fixés ex-vivo, et avec ceux de reconstruction 3D obtenu sur le FLS, nous serions en mesure de valider quantitativement les disparités. Les dissections vont également être étendues sur d'autres faisceaux et en particulier sur les fibres courtes que l'on semble retrouver de manière semblables dans les reconstructions tractographiques in vivo déjà effectuées sur de nombreux sujets. Ces travaux mèneraient alors directement à une évaluation complète et rigoureuse de différents algorithmes et fournirait enfin la perspective d'une utilisation clinique mesurée de la tractographie pour le praticien neuro-radiologue ou neuro-chirurien.

CONCLUSION

Annexes

Annexe A

Surfaces 3D acquises au cours de dissections

A.1 Convention de nommage des surfaces

Nous choisissons de nommer les surfaces de la manière suivante :

FIB < ID_de_la_surface > _H < D|G > _ < Numro_de_la_surface > .obj

A.2 Convention de nommage des photo-textures

Nous choisissons de nommer les textures correspondantes à chaque surface de la manière suivante :

FIB < ID_de_la_surface > _H < D|G > _ < Numro_de_la_surface > _tex.png

A.3 Index des surfaces acquises

A.3. INDEX DES SURFACES ACQUISES




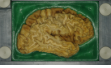
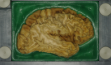
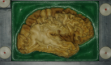
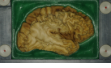
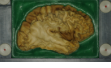
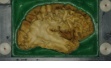
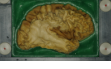







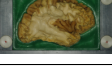
Spécimen ID	<i>FIB015</i>			
Hémisphère	<i>Droit</i>			
Image IRM	3DT1_s4s6.nii			
#Acquisitions	37			
ID	Taille	#Sommets	#Faces	Texture
FIB015_HD_000	22,4 MB	363 343	647 122	
FIB015_HD_001	21,0 MB	457 974	866 163	
FIB015_HD_002	22,1 MB	347 654	689 230	
FIB015_HD_003	19,6 MB	328 456	642 901	
FIB015_HD_004	19,2 MB	359 713	624 573	
FIB015_HD_005	19,9 MB	355 318	652 035	
FIB015_HD_006	18,5 MB	348 261	673 137	
FIB015_HD_007	29,0 MB	326 737	625 867	
FIB015_HD_008	26,6 MB	330 125	633 959	
FIB015_HD_009	25,0 MB	306 714	595 186	
FIB015_HD_010	27,3 MB	335 542	632 935	
FIB015_HD_011	27,1 MB	301 950	582 517	
FIB015_HD_012	20,3 MB	335 087	643 203	
FIB015_HD_013	20,0 MB	338 313	654 617	
FIB015_HD_014	17,7 MB	335 171	650 416	
FIB015_HD_015	17,8 MB	354 918	686 361	
FIB015_HD_016	21,7 MB	367 652	697 426	
FIB015_HD_017	15,7 MB	354 348	686 469	

TABLE A.1 – *FIB015_HD*

A.3. INDEX DES SURFACES ACQUISES

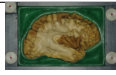
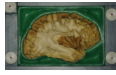

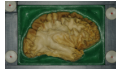







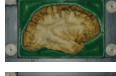
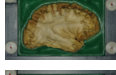
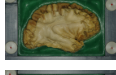
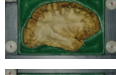

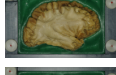
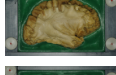


ID	Taille	#Sommets	#Faces	Texture
FIB015_HD_018	17,3 MB	353 802	659 436	
FIB015_HD_019	17,0 MB	351 569	665 083	
FIB015_HD_020	17,4 MB	357 647	660 476	
FIB015_HD_021	16,9 MB	299 029	567 327	
FIB015_HD_022	17,4 MB	302 619	584 698	
FIB015_HD_023	17,0 MB	313 142	608 427	
FIB015_HD_024	16,5 MB	325 934	634 123	
FIB015_HD_025	16,4 MB	323 862	628 978	
FIB015_HD_026	15,8 MB	333 815	659 329	
FIB015_HD_026	16,6 MB	292 455	558 868	
FIB015_HD_028	15,4 MB	321 700	613 293	
FIB015_HD_029	16,8 MB	328 209	622 697	
FIB015_HD_030	15,4 MB	316 103	604 377	
FIB015_HD_031	15,4 MB	284 366	522 176	
FIB015_HD_032	14,9 MB	254 164	492 964	
FIB015_HD_033	15,4 MB	264 868	517 240	
FIB015_HD_034	14,9 MB	269 610	522 553	
FIB015_HD_035	15,4 MB	250 272	488 866	
FIB015_HD_036	14,9 MB	271 370	510 230	
FIB015_HD_037	15,4 MB	334 185	495 325	

TABLE A.2 – *FIB015_HD*

A.3. INDEX DES SURFACES ACQUISES







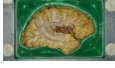

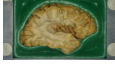

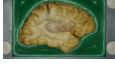
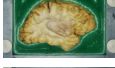



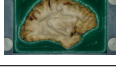
Spécimen ID	<i>FIB016</i>			
Hémisphère	<i>Droit</i>			
Image IRM	3DT1_s4s6.nii			
#Acquisitions	33			
ID	Taille	#Sommets	#Faces	Texture
FIB016_HD_000	22,4 MB	204 056	534 845	
FIB016_HD_001	21,0 MB	289 859	529 191	
FIB016_HD_002	22,1 MB	292 971	507 305	
FIB016_HD_003	19,6 MB	248 667	482 444	
FIB016_HD_005	19,9 MB	252 313	488 354	
FIB016_HD_006	18,5 MB	234 397	455 909	
FIB016_HD_007	29,0 MB	311 232	593 875	
FIB016_HD_008	26,6 MB	350 351	618 180	
FIB016_HD_009	25,0 MB	320 432	600 353	
FIB016_HD_010	27,3 MB	364 605	627 859	
FIB016_HD_011	27,1 MB	374 334	596 003	
FIB016_HD_012	20,3 MB	265 969	499 342	
FIB016_HD_013	20,0 MB	251 876	495 013	
FIB016_HD_014	17,7 MB	224 021	440 785	
FIB016_HD_015	17,8 MB	225 274	443 940	
FIB016_HD_016	21,7 MB	275 243	527 694	

TABLE A.3 – *FIB016_HD*

A.3. INDEX DES SURFACES ACQUISES



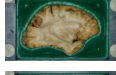
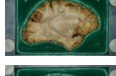

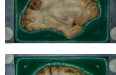
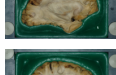
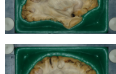
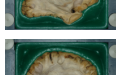
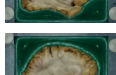
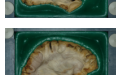
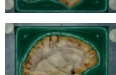
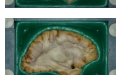

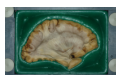

ID	Taille	#Sommets	#Faces	Texture
FIB016_HD_017	15,7 MB	202 786	385 856	
FIB016_HD_018	17,3 MB	218 875	430 623	
FIB016_HD_019	17,0 MB	215 087	423 379	
FIB016_HD_020	17,4 MB	221 133	431 840	
FIB016_HD_021	16,9 MB	213 496	420 684	
FIB016_HD_022	17,4 MB	220 917	431 868	
FIB016_HD_023	17,0 MB	216 414	423 621	
FIB016_HD_024	16,5 MB	209 264	412 070	
FIB016_HD_025	16,4 MB	208 401	407 973	
FIB016_HD_026	15,8 MB	200 031	394 283	
FIB016_HD_027	16,6 MB	211 596	411 342	
FIB016_HD_028	15,4 MB	195 584	385 306	
FIB016_HD_029	16,8 MB	223 176	393 347	
FIB016_HD_030	15,4 MB	195 237	384 855	
FIB016_HD_031	15,4 MB	195 074	385 134	
FIB016_HD_032	14,9 MB	190 095	372 710	

TABLE A.4 – *FIB016_HD*

A.3. INDEX DES SURFACES ACQUISES

Annexe B

Index des portions du FLS étiquetées pour le spécimen FIB015HD

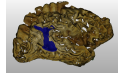
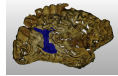
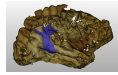
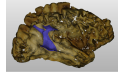
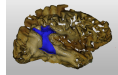
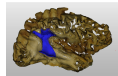
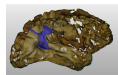
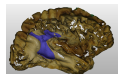
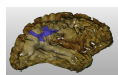
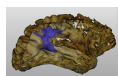
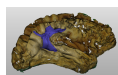
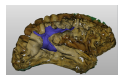
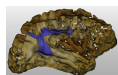
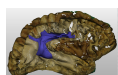
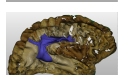
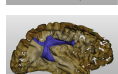
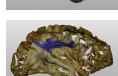
Spécimen	<i>FIB015</i>			
Hémisphère	<i>Droit</i>			
#Acquisitions étiquetées	27			
ID	Statistiques ROI			
	#Sommets	#Faces	Surface moy. (mm^2)	
FIB015_HD_005	14 193	26 475	0.0769	
FIB015_HD_006	13 804	25 546	0.0761	
FIB015_HD_007	14 045	26 815	0.0689	
FIB015_HD_008	11 913	22 659	0.0685	
FIB015_HD_009	15 571	29 868	0.0665	
FIB015_HD_010	13 431	25 543	0.0661	
FIB015_HD_011	11 287	21 763	0.0703	
FIB015_HD_012	14 381	27 473	0.0726	
FIB015_HD_013	7 060	13 129	0.0706	
FIB015_HD_014	16 641	31 818	0.0677	
FIB015_HD_015	15 631	30 059	0.065	
FIB015_HD_016	16 748	32 112	0.0704	
FIB015_HD_017	18 219	34 925	0.0661	
FIB015_HD_018	18 174	40 603	0.0745	
FIB015_HD_019	29 172	56 013	0.0723	
FIB015_HD_020	19 683	37 637	0.0675	
FIB015_HD_021	12 019	29 784	0.0735	

TABLE B.1 – Tableau présentant des résultats d’étiquetage de différentes étapes de dissection du spécimen FIB015HD.

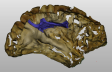
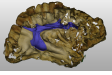
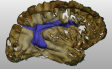
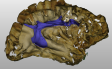
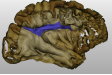
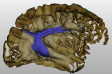
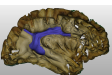
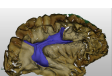
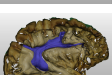
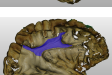
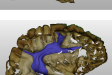
ID	Statistiques ROI			
	#Sommets	#Faces	Surface moy.(mm^2)	
FIB015_HD_022	9 217	17 780	0.073	
FIB015_HD_023	28 238	53 818	0.0734	
FIB015_HD_024	26 257	50 459	0.0735	
FIB015_HD_025	16 061	31 058	0.0669	
FIB015_HD_026	9 844	18 795	0.08	
FIB015_HD_027	15 341	29 364	0.071	
FIB015_HD_028	15 195	29 441	0.0709	
FIB015_HD_029	19 814	38 257	0.0743	
FIB015_HD_030	22 116	42 183	0.0713	
FIB015_HD_031	11 521	22 126	0.0794	
FIB015_HD_032	20 462	41 027	0.0757	

TABLE B.2 – Tableau présentant des résultats d’étiquetage de différentes étapes de dissection du spécimen FIB015HD.

Annexe C

Algorithme d'extraction des repères fiduciels à partir de l'image IRM

Require: Pile voxelsSegmentes
Entier compteurClasse $\leftarrow 0$
2: Voxel reference, courant
Vecteur<Voxels> centresDeClasse
4: Booleen creerNouvelleClasse $\leftarrow \text{vrai}$
while voxelsSegmentes !vide **do**
6: sommetPile = *Sommet*(voxelsSegmentes)
sommetPile.class = 0
8: reference \leftarrow sommetPile
courant \leftarrow sommetPile - 1
10: **if** *distance*(courant, suivant) $< \epsilon$ **then**
courant.class \leftarrow reference.class
12: *miseAJourCentreDeClasse*()
else
14: creerNouvelleClasse $\leftarrow \text{vrai}$
for $i \in [0; \text{centresDeClasse.taille}]$ **do**
16: **if** *distance*(courant, centreDeClasse[i]) $< \epsilon$ **then**
courant.classe = centreDeClasse[i].classe
18: creerNouvelleClasse $\leftarrow \text{faux}$
end if
20: **end for**
if creerNouvelleClasse **then**
22: compteurClasse \leftarrow compteurClasse + 1
courant.classe = compteurClasse
24: **end if**
end if
26: voxelsSegmentes.*depileSommet*()
end while
Algorithme 3 : Algorithme d'extraction des points repères d'une image 3D

Annexe D

Fiche technique du scanner laser FaroArm



FaroArm® Fusion



NOUVEAU – Précision plus élevée, fiabilité accrue

1,5% plus précis que le modèle FaroArm Titanium qu'il vient remplacer.

Capteurs de régulation de température

Situés à chaque axe, ils permettent au bras de réagir aux variations de température pour une précision de mesure optimale.

NOUVEAU – Mode veille automatique

Se met automatiquement en mode veille pour économiser de l'énergie et prolonger la durée de vie des composants.

NOUVEAU – Fonctionnement Bluetooth® sans fil

Pour inspecter et numériser jusqu'à 10m de distance, sans câble.

Système de contre-balancement intégré

Pour une utilisation sans fatigue et une ergonomie optimale.

Grande variété de palpeurs adaptables

Dont palpeurs à billes de diamètres variés, palpeurs à déclenchement automatique, palpeurs courbés, extensions ...

Base de montage universelle rapide 3.5

Pour une installation simple et rapide du bras en laboratoire, en atelier ou sur machine.

Qualité sans compromis

Pour faire de vos produits et processus les meilleurs du monde, il n'y a parmi l'offre de MMT portables que le FaroArm Fusion à pouvoir combiner précision, durabilité, technologie et rentabilité. Plus précis et moins cher que le modèle précédent, stylisé comme le modèle haut de gamme FaroArm Quantum, le Fusion est un bras de mesure portable tout en un, au prix avantageux, aux fonctionnalités multiples permettant d'effectuer des contrôles 3D, des vérifications d'outillages, des contrôles conjoints à la CAO ou encore de la rétro-conception.

Applications courantes

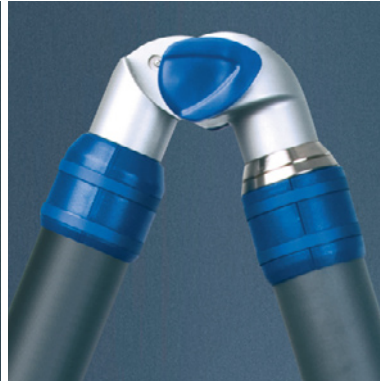
Aérospatiale : alignement, certification d'outillages et de moules, inspection de pièces • **Automobile** : certification et construction d'outillages, alignement, inspection de pièces • **Métallurgie** : inspection sur machine, contrôle de première production, inspection périodique de pièces • **Moulage/outillages & matrices** : inspection d'outillages et de matrices, numérisation de pièces prototypes

Caractéristiques

- ▶ Disponible aussi avec 7 articulations
- ▶ Rotation infinie pour une mesure continue
- ▶ Batterie intégrée de longue durée
- ▶ Disponible en quatre volumes de travail
- ▶ Structure en matériaux composites

www.faro.com/measuring-arms

FIGURE D.1 – Fiche technique du scanner laser utilisé.



Caractéristiques de performances

Modèle (Volume de mesure)	Répétabilité sur test cône Test Cône (max-min)/2		Précision sur longueur Déviation maximale		Poids du FaroArm	
axes	6	7	6	7	6	7
Fusion 1,8m (6ft.)	0,036mm (0.0014in.)	0,046mm (0.0018in.)	±0,051mm (±0.0020in.)	±0,064mm (±0.0025in.)	9,3kg (20.5lbs.)	9,5kg (21lbs.)
Fusion 2,4m (8ft.)	0,043mm (0.0017in.)	0,051mm (0.0020in.)	±0,061mm (±0.0024in.)	±0,071mm (±0.0028in.)	9,5kg (21lbs.)	9,75kg (21.5lbs.)
Fusion 3,0m (10ft.)	0,074mm (0.0029in.)	0,089mm (0.0035in.)	±0,104mm (±0.0041in.)	±0,124mm (±0.0049in.)	9,75kg (21.5lbs.)	9,98kg (22lbs.)
Fusion 3,7m (12ft.)	0,104mm (0.0041in.)	0,124mm (0.0049in.)	±0,147mm (±0.0058in.)	±0,175mm (±0.0069in.)	9,98kg (22lbs.)	10,21kg (22.5lbs.)

Méthodes de test FaroArm - (Ces méthodes de test font partie des méthodes de test données par la norme B89.4.22) Répétabilité sur test cône (max-min)/2 : Le palpeur du FaroArm est placé dans un socle conique et des points individuels sont mesurés à partir de directions d'approches multiples. Chaque mesure de point individuel est analysée comme une plage de déviations. Ce test est une méthode permettant de déterminer la répétabilité des machines de mesure poly-articulées. Déviation volumétrique maximale : Déterminée par l'usage d'artefacts de longueur traçables et mesurés à différents endroits et orientations dans le volume de travail du FaroArm. Ce test est une méthode permettant de déterminer la précision des machines de mesure poly-articulées.

Caractéristiques du matériel

Plage de température de fonctionnement :

10°C à 40°C (50°F à 104°F)

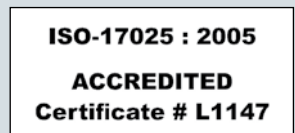
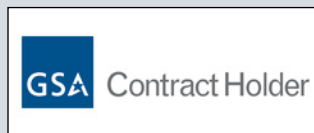
Cycle de température : 3°C/5min (5.4°F/5min)

Humidité : 95%, sans condensation

Alimentation électrique : voltage universel 85-245VAC, 50/60Hz

Certifications : MET (certifié UL, CSA) • Conformité CE Directive 93/68/EEC, (marque CE) • Directive 89/336/EEC, (EMC) FDA CDRH, sous-chapitre J de 21 CFR 1040.10 • Equipement électrique pour mesures, contrôles & laboratoires • EN 61010-1:2001, IEC 60825-1, EN 61326 • Compatibilité électromagnétique (CEM) • EN 55011, EN 61000-3-2, EN 61000-3-3, EN 61000-4-4, EN 61000-4-5, EN 61000-4-6, EN 61000-4-8, EN 61000-4-11

FARO, The Measure of Success, FaroArm, CAM2, XtremeADM et FARO Laser ScanArm sont des marques déposées de FARO Technologies Inc.



Global Offices: Australia • Brazil • China • France • Germany • India • Italy • Japan • Malaysia • Mexico • Netherlands • Philippines • Poland
Portugal • Singapore • Spain • Switzerland • Thailand • Turkey • United Kingdom • USA • Vietnam

Annexe E

Fiche technique du périphérique haptique Phantom Omni de Sensable.

FICHE TECHNIQUE DU PÉRIPHÉRIQUE HAPTIQUE PHANTOM OMNI DE SENSABLE



Specifications for the PHANTOM Omni® haptic device

The SensAble Technologies PHANTOM® product line of haptic devices makes it possible for users to touch and manipulate virtual objects. Different PHANTOM devices meet varying needs. The Premium models are high-precision instruments and, within the PHANTOM product line, provide the largest workspaces and highest forces, and some offer 6DOF (6 degrees of freedom) output capabilities. The PHANTOM Omni model is the most cost-effective haptic device available today. Portable design, compact footprint, and IEEE-1394a FireWire® port interface ensure quick installation and ease-of-use.



Model	<u>The PHANTOM Omni Device</u>
Force feedback workspace	~6.4 W x 4.8 H x 2.8 D in > 160 W x 120 H x 70 D mm
Footprint Physical area the base of device occupies on the desk	6 5/8 W x 8 D in ~168 W x 203 D mm
Weight (device only)	3 lb 15 oz
Range of motion	Hand movement pivoting at wrist
Nominal position resolution	> 450 dpi ~ 0.055 mm
Backdrive friction	<1 oz (0.26 N)
Maximum exertable force at nominal (orthogonal arms) position	0.75 lbf. (3.3 N)
Continuous exertable force (24 hrs.)	> 0.2 lbf. (0.88 N)
Stiffness	X axis > 7.3 lb/in (1.26 N/mm) Y axis > 13.4 lb/in (2.31 N/mm) Z axis > 5.9 lb/in (1.02 N/mm)
Inertia (apparent mass at tip)	~0.101 lbm. (45 g)
Force feedback	x, y, z
Position sensing [Stylus gimbal]	x, y, z (digital encoders) [Pitch, roll, yaw ($\pm 5\%$ linearity potentiometers)]
Interface	IEEE-1394 FireWire® port: 6-pin to 6-pin*
Supported platforms	Intel or AMD-based PCs
OpenHaptics® SDK compatibility	Yes

*Please visit the Support and Resources section of our website for more information www.sensable.com/support-overview.htm.

Corporate Headquarters
SensAble Technologies, Inc.
15 Constitution Way
Woburn, MA 01801 USA
[t] +1-781-937-8315
[f] +1-781-937-8325
email: info@sensable.com
Web: www.sensable.com

© 1993-2008 SensAble Technologies, Inc. All rights reserved. OpenHaptics, PHANTOM, PHANTOM Desktop, PHANTOM Omni, SensAble, and SensAble Technologies, Inc. are trademarks or registered trademarks of SensAble Technologies, Inc. Other brand and product names are trademarks of their respective holders. Product specifications are subject to change without notice.

FIGURE E.1 – Fiche technique du bras haptique utilisé.

Bibliographie

- ABDEL-AZIZ, Y. I. et KARARA, H. M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *In Proceedings of the Symposium on Close-Range photogrammetry*, volume 1, page 18.
- ABELLÁN, P. et TOST, D. (2008). Multimodal volume rendering with 3d textures. *Computers & Graphics*, 32(4):412 – 419.
- BASDOGAN, C., DE, S., KIM, J., MUNIYANDI, M., KIM, H. et SRINIVASAN, M. A. (2004). Haptics in minimally invasive surgical simulation and training. *IEEE Comput. Graph. Appl.*, 24(2):56–64.
- BASSER, P., PAJEVIC, S., PIERPAOLI, C., DUDA, J. et ALDROUBI, A. (2000). In vivo fiber tractography using dt-mri data. *Magn Reson Med*, 44:625–632.
- BENTLEY, J. L. (1975). Multidimensional binary search trees used for associative searching. *Commun. ACM* 18, 9:509–517.
- BESL, P. J. et MCKAY, N. D. (1992). A method for registration of 3-d shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(2):239–256.
- BIBLIOWICZ, J., KHAN, A., AGUR, A. et SINGH, K. (2011). High-precision surface reconstruction of human bones from point-sampled data. *In ISHS 2011 Conference Proceedings*.
- CAI, W. et SAKAS, G. (1999). Data intermixing and multi-volume rendering. *Computer Graphics Forum*, 18:359–368.
- CARD, S. et MORGAN, T. (1983). *The Psychology of Human Computer Interaction*. Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale.
- CATANI, M. et FFYTCHÉ, D. H. (October 2005). The rises and falls of disconnection syndromes. *Brain*, 128(10):2224–2239.
- CATANI, M. et MESULAM, M. (2008). The arcuate fasciculus and the disconnection theme in language and aphasia : History and current state. *Cortex*, 44:953–963.
- CATANI, M. et Thiebaut de SCHOTTEN, M. (2008). A diffusion tensor imaging tractography atlas for virtual in vivo dissections. *Cortex*, 44(8):1105 – 1132.
- DAUGUET, J., PELED, S., BEREZOVSKII, V., DELZESCAUX, T., WARFIELD, S. K., BORN, R. et WESTIN, C.-F. (2006). 3d histological reconstruction of fiber tracts and direct comparison with diffusion tensor mri tractography. *In MICCAI (1)'06*, pages 109–116.
- DAUGUET, J., PELED, S., BEREZOVSKII, V., DELZESCAUX, T., WARFIELD, S. K., BORN, R. et WESTIN, C.-F. (2007). Comparison of fiber tracts derived from in-vivo dti tractography with 3d histological neural tract tracer reconstruction on a macaque brain. *NeuroImage*, 37(2):530 – 538.

BIBLIOGRAPHIE

- DESTRIEUX, C. (2009). *Établissement et validation d'un atlas anatomique informatisé du cortex cérébral humain étudié in vivo sur représentation dépliée*. Thèse de doctorat, Université de Tours.
- DICE, L. R. (1945). Measures of the amount of ecologic association between species. *Ecology*, 26(3):pp. 297–302.
- DÉJERINE, J. (1895). *Anatomie des centres nerveux*. Rueff, Paris.
- DUVERNOY, H. (1992). *Le Cerveau Humain - Surface, coupes sériées tridimensionnelles et IRM*. Springer, Paris.
- FAUGERAS, O. (1993). *Three-dimensional computer vision : a geometric viewpoint*. MIT Press, Cambridge, MA, USA.
- FERRARI, V., MEGALI, G., TROIA, E., PIETRABISSA, A. et MOSCA, F. (2009). Ba 3-d mixed-reality system for stereoscopic visualization of medical dataset. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 56(11):2627–2633.
- FIRLE, E. A. et KEIL, M. (2007). Multi-volume visualization using spatialized transfer functions. gradient- vs. multi-intensity-based approach. *In proc. of CARS*, pages S121–S123, Berlin, Germany.
- FITZPATRICK, J. M. et GALLOWAY, R. L. (2001). The use of fiducials in the registration of 3d images. *Automedica Special Issue : Engineering Approaches to Neurological Surgery*, 20.
- FITZPATRICK, J. M. et WEST, J. B. (2001). The distribution of target error in rigid-body, point-based registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20:917–927.
- FITZPATRICK, J. M., WEST, J. B. et JR., C. R. M. (1998). Predicting error in rigid-body, point-based registration. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 17(5):694–702.
- GRAY, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Lea & Febiger, Philadelphia, USA.
- HAGMANN, P., THIRAN, J.-P., JONASSON, L., VANDERGHEYNST, P. et CLARKE, S. (2003). Dti mapping of human brain connectivity : statistical fibre tracking and virtual dissection. *Neuroimage*, 19(3):545–554.
- HALLE, M., TALOS, I.-F., JAKAB, M., MAKRI, N., MEIER, D., WALD, L., FISCHL, B. et KIKINIS, R. (2012). Multi-modality mri-based atlas of the brain. *SPL*.
- HARTLEY, R. et ZISSERMAN, A. (2003). *Multiple View Geometry in Computer Vision*. Cambridge University Press, New York, NY, USA, 2 édition.
- HOLL, N., NOBLET, V., RODRIGO, S., DIETEMANN, J.-L., BEN MEKHBI, M., KEHRLI, P., WOLFRAM-GABEL, R., BRAUN, M. et KREMER, S. (2011). Temporal lobe association fiber tractography as compared to histology and dissection. *Surgical and Radiologic Anatomy*.

BIBLIOGRAPHIE

- HORN, B. K. P. (1987). Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. *Journal of the Optical Society of America A*, 4(4):629–642.
- IKITS, M., KNISS, J., LEFOHN, A. et HANSEN, C. (2004). *Chap. 39 : Volume Rendering*. NVidia Corp.
- JACCARD, P. (1901). Distribution de la flore alpine dans le bassin des dranses et dans quelques régions voisines. *Bulletin de la Société Vaudoise des Sciences Naturelles*, 37:241–272.
- KALENDER, W. (2000). *Computed Tomography : Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Wiley & Sons, New York, NYC, USA.
- KIER, E. L., STAIB, L. H., DAVIS, L. M. et BRONEN, R. A. (2004). Anatomic dissection tractography : A new method for precise mr localization of white matter tracts. *AJNR Am J Neuroradiology*, 25:670–676.
- KOO, S., GIORI, N. J., GOLD, G. E., O., D. C. et P., A. T. (2009). Accuracy of 3d cartilage models generated from mr images is dependent on cartilage thickness : laser scanner based validation of in vivo cartilage. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131.
- LASZLO, K., MAXIMILIAN, E., REGINA, H., ALEXANDER, Z., MARKUS, S., ARMIN, S., MATTHIAS, E., ANDREAS, M., KATJA, S.-Z., NIKOLAOS, A. P. et EDGAR, B. (2007). Comparison between breast volume measurement using 3d surface imaging and classical techniques. *The Breast*, 16(2):137 – 145.
- LAZAR, M., WEINSTEIN, D., TSURUDA, J., HASAN, K., ARFANAKIS, K., MEYERAND, M., BADIE, B., ROWLEY, H., HAUGHTON, V., FIELD, A. et ALEXANDER, A. (2003). White matter tractography using diffusion tensor deflection. *In Human Brain Mapping 18*, pages 306–321.
- LEURET, F. et GRATIOLET, L.-P. (1859). *Anatomie comparée du système nerveux considéré dans ses rapports avec l'intelligence*. Bailliere, Paris, France.
- LONGUET-HIGGINS, H. C. (1981). A computer algorithm for reconstructing a scene from two projections. *Nature*, 293:133–135.
- LORENSEN, W. E. et CLINE, H. E. (1987). Marching cubes : A high resolution 3d surface construction algorithm. *SIGGRAPH Comput. Graph.*, 21(4):163–169.
- LUDWIG, E. et KLINGLER, L. (1956). The inner structure of the brain. *Atlas Humani Cerebri*.
- MACLEAN, K. E., HASSER, C. J. et CHU, L. (2001). Driving with programmable haptic feedback : Design scenarios and contextual evaluation.
- MASSIE, T. H. et SALISBURY, J. K. (1994). The phantom haptic interface : A device for probing virtual object. *Proceedings of the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 55-1:295–299.

BIBLIOGRAPHIE

- NOWINSKI, W., CHUA, B., YANG, G. et QIAN, G. (2012). Three-dimensional interactive and stereotactic human brain atlas of white matter tracts. *Neuroinformatics*, 10:33–55. 10.1007/s12021-011-9118-x.
- O'DONNELL, L. (2006). *Cerebral White Matter Analysis Using Diffusion Imaging*. Thèse de doctorat, Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology.
- OTSU, N. (1979). A threshold selection method from gray-level histograms.
- REZK-SALAMA, C., ENGEL, K., BAUER, M., GREINER, G. et ERTL, T. (2000). Interactive volume rendering on standard pc graphics hardware using multi-textures and multistage-rasterization.
- ROBIN, J. H., ANTHONY, K. et JOHN, L. W. (2002). 3d laser surface scanning and geometric morphometric analysis of craniofacial shape as an index of cerebro-craniofacial morphogenesis : initial application to sexual dimorphism. *Biological Psychiatry*, 51(6):507 – 514.
- ROGER, B., CHANG, S., PENGCHENG, X., MARC, R., YAN, L. et JOHAN, M. (2010). A comparison between chinese and caucasian head shapes. *Applied Ergonomics*, 41(6):832 – 839. Special Section : Selection of papers from IEA.
- SALLNAS, E. L. (2004). The effect of modality on social presence, presence and performance in collaborative virtual environments.
- TALAIRACH J, T. P. (1988). *Co-planar stereotaxic atlas of the human brain*. Thieme, New York, NY, USA.
- TRINH, N. H., LESTER, J., FLEMING, B. C., TUNG, G. et KIMIA, B. B. (2006). Accurate measurement of cartilage morphology using a 3d laser scanner. *In Proceedings of the Second ECCV international conference on Computer Vision Approaches to Medical Image Analysis*, CVAMIA'06, pages 37–48, Berlin, Heidelberg. Springer-Verlag.
- VIDHOLM, E., GOLUBOVIC, M., NILSSON, S. et NYSTRÖM, I. (2008). Accurate and reproducible semi-automatic liver segmentation using haptic interaction. *In Medical Imaging : Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, volume 6918 of Proceedings of SPIE, page 69182Q.
- VIDHOLM, E., NILSSON, S. et NYSTRÖM, I. (2006). Fast and robust semi-automatic liver segmentation with haptic interaction. *In Proceedings of the MICCAI*, volume 2, pages 774–781.
- W.A., Y., J.K., M. et J.W., B. (1977). Error measure for scene segmentation. *Pattern Recognition*, 9:217–231.
- WEINSTEIN, D., KINDLMANN, G. et LUNDBERG, E. (1999). Tensorlines : Advection diffusion based propagation through diffusion tensor fields. *In IEEE Vis 1999*, pages 249–253.

- WILSON, B., LUM, E. B. et MA, K.-L. (2002). Interactive multi-volume visualization. *In proc. of International Conference on Computational Science (ICCS)*, pages 102–110, Amsterdam, Holand.
- WOLSKI, M., BRACK, C. et KESSEL, I. (2009). Utility of 3d surface laser scanning in brachytherapy of lip cancer. *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, 75(3, Supplement 1):S604 – S604. Proceedings of the American Society for Radiation Oncology 51st Annual Meeting, 51st Annual Meeting of the American Society for Radiation Oncology.
- YENDIKI, A., PANNECK, P., SRINIVASAN, P., STEVENS, A., ZÖLLEI, L., AUGUSTINACK, J., WANG, R., SALAT, D., EHRLICH, S., BEHRENS, T., JBABDI, S., GOLLUB, R. et FISCHL, B. (2011). Automated probabilistic reconstruction of white-matter pathways in health and disease using an atlas of the underlying anatomy. *Frontiers in Neuroinformatics*, 5(23).

Publications de l’auteur

- SERRES, B., ZEMMOURA, I., ANDERSSON, F., TAUBER, C., DESTRIEUX, C. et VENTURINI, G. (2011a). Acquisition and interactive 3d exploration of the internal structure of a dissected specimen. *In Engineering in Medicine and Biology Society, 33th Annual International Conference of the IEEE*, pages 4461–4464, Boston (MA), USA.
- SERRES, B., ZEMMOURA, I., ANDERSSON, F., TAUBER, C., DESTRIEUX, C. et VENTURINI, G. (2013). Brain virtual dissection and white matter 3d visualization. *In Studies in Health Technology and Informatics*, volume 184, pages 392–396, San Diego (CA), USA. IOS Press.
- SERRES, B., ZEMMOURA, I., DESTRIEUX, C. et VENTURINI, G. (2011b). Acquisition, visualisation 3d et interactions pour le suivi de dissection. *In proc. of Symposium pour l’Ingénierie de l’Information Médicale (SIIM)*, volume 1, pages 103–110, Toulouse, France.
- ZEMMOURA, I., SERRES, B., ANDERSSON, F., TAUBER, C., COTTIER, J.-P., VENTURINI, G. et DESTRIEUX, C. (2013). Fibrascan : A novel method for white mater tracts 3d reconstruction in mr space from cadaveric dissection. *Submitted to NeuroImage*.

Résumé :

Dans cette thèse, nous présentons un système complet permettant de sauvegarder un processus destructif tel qu'une dissection anatomique. Nous proposons une méthode depuis l'acquisition 3D des données jusqu'à la visualisation interactive et immersive, dans le but de créer une vérité terrain. L'acquisition 3D regroupe l'acquisition de la géométrie par scanner laser (maillage) ainsi que de l'information de couleur par le biais d'un appareil photo haute résolution (texture). Ce processus d'acquisition est répété au cours de la dissection du spécimen. Les différentes acquisitions du spécimen sont représentées par des surfaces 3D texturées. Elles sont ensuite recalées entre elles. Un expert anatomiste peut alors explorer ces différentes étapes de dissections modélisées dans une visualisation immersive en utilisant du matériel d'interaction (bras haptique). Un outil d'étiquetage permet une segmentation manuelle précise de régions d'intérêt visibles sur chacune des surfaces 3D. Un objet tridimensionnel peut ensuite être reconstruit et proposé à l'utilisateur sur la base des zones d'intérêt étiquetées. Le but étant de créer des vérités terrains afin de confronter des résultats issus de modalités d'acquisition volumiques (IRM). Nous montrons l'application de la méthode à la reconstruction de faisceaux de fibres blanches humaine dans le but de valider des résultats de tractographie.

Mots clés :

Acquisition Surfactive 3D, Recalage 3D, Plaquage de texture, Visualisation médicale, Faisceaux de fibres blanches, IRM de diffusion, Tractographie

Abstract :

In this thesis, we present a system to keep track of a destructive process such as a medical specimen dissection, from data acquisition to interactive and immersive visualization, in order to build ground truth models. Acquisition is a two-step process, first involving a 3D laser scanner to get a 3D surface, and then a high resolution camera for capturing the texture. This acquisition process is repeated at each step of the dissection, depending on the expected accuracy and the specific objects to be studied. Thanks to fiducial markers, surfaces are registered on each others. Experts can then explore data using interaction hardware in an immersive 3D visualization. An interactive labeling tool is provided to the anatomist, in order to identify regions of interest on each acquired surface. 3D objects can then be reconstructed according to the selected surfaces. We aim to produce ground truths which for instance can be used to validate data acquired with MRI. The system is applied to the specific case of white fibers reconstruction in the human brain.

Keywords :

Acquisition Surface 3D Acquisition, 3D Registration, Texturing, Medical Visualization, White matter fiber bundles, Diffusion MRI, Tractography